

ZUM RÖNTGENKONTRAST VON ZAHNÄRZTLICHEN
FÜLLUNGS- UND UNTERFÜLLUNGSMATERIALIEN

HANS MÜLLER

1985

Diss
München



Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
(Direktor: Professor Dr. E. Sonnabend)
der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, und Kiefer-
krankheiten
der Universität München

ZUM RÖNTGENKONTRAST VON ZAHNÄRZTLICHEN FÖLLUNGS-
UND UNTERFÖLLUNGSMATERIALIEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
an der Ludwig-Maximilian-Universität zu München

vorgelegt von

Hans Müller
aus
München

1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. E. Sognabend

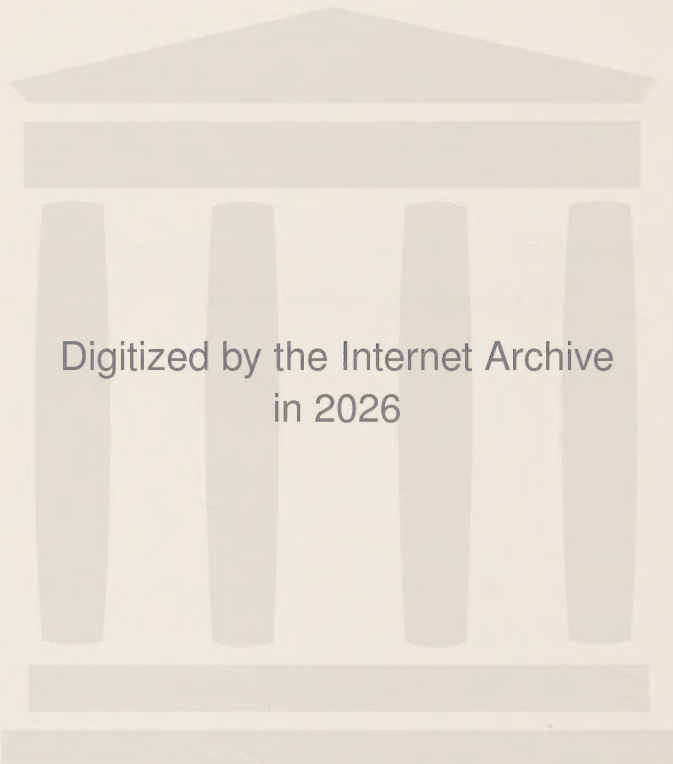
Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Kraft

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 15.05.1986

Im Andenken an meinen Vater

	meinem Vater	1
1.1	Der Vater	1
1.2	Der Sohn	1
1.3	Der Vater	1
1.4	Der Sohn	1
1.5	Der Vater	1
1.6	Der Sohn	1
1.7	Der Vater	1
1.8	Der Sohn	1
1.9	Der Vater	1
1.10	Der Sohn	1
1.11	Der Vater	1
1.12	Der Sohn	1
1.13	Der Vater	1
1.14	Der Sohn	1
1.15	Der Vater	1
1.16	Der Sohn	1
1.17	Der Vater	1
1.18	Der Sohn	1
1.19	Der Vater	1
1.20	Der Sohn	1
1.21	Der Vater	1
1.22	Der Sohn	1
1.23	Der Vater	1
1.24	Der Sohn	1
1.25	Der Vater	1
1.26	Der Sohn	1
1.27	Der Vater	1
1.28	Der Sohn	1
1.29	Der Vater	1
1.30	Der Sohn	1
1.31	Der Vater	1
1.32	Der Sohn	1
1.33	Der Vater	1
1.34	Der Sohn	1
1.35	Der Vater	1
1.36	Der Sohn	1
1.37	Der Vater	1
1.38	Der Sohn	1
1.39	Der Vater	1
1.40	Der Sohn	1
1.41	Der Vater	1
1.42	Der Sohn	1
1.43	Der Vater	1
1.44	Der Sohn	1
1.45	Der Vater	1
1.46	Der Sohn	1
1.47	Der Vater	1
1.48	Der Sohn	1
1.49	Der Vater	1
1.50	Der Sohn	1
1.51	Der Vater	1
1.52	Der Sohn	1
1.53	Der Vater	1
1.54	Der Sohn	1
1.55	Der Vater	1
1.56	Der Sohn	1
1.57	Der Vater	1
1.58	Der Sohn	1
1.59	Der Vater	1
1.60	Der Sohn	1
1.61	Der Vater	1
1.62	Der Sohn	1
1.63	Der Vater	1
1.64	Der Sohn	1
1.65	Der Vater	1
1.66	Der Sohn	1
1.67	Der Vater	1
1.68	Der Sohn	1
1.69	Der Vater	1
1.70	Der Sohn	1
1.71	Der Vater	1
1.72	Der Sohn	1
1.73	Der Vater	1
1.74	Der Sohn	1
1.75	Der Vater	1
1.76	Der Sohn	1
1.77	Der Vater	1
1.78	Der Sohn	1
1.79	Der Vater	1
1.80	Der Sohn	1
1.81	Der Vater	1
1.82	Der Sohn	1
1.83	Der Vater	1
1.84	Der Sohn	1
1.85	Der Vater	1
1.86	Der Sohn	1
1.87	Der Vater	1
1.88	Der Sohn	1
1.89	Der Vater	1
1.90	Der Sohn	1
1.91	Der Vater	1
1.92	Der Sohn	1
1.93	Der Vater	1
1.94	Der Sohn	1
1.95	Der Vater	1
1.96	Der Sohn	1
1.97	Der Vater	1
1.98	Der Sohn	1
1.99	Der Vater	1
2.00	Der Sohn	1



Digitized by the Internet Archive
in 2026

1.	Einführung in die Aufgabenstellung und Zusammenstellung der Literatur	4
2.	Ein Verfahren zur Bestimmung des Röntgenkontrastes von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien	7
2.1.	Theoretisch-physikalische Betrachtung der Schwächung von Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Materie	7
2.2.	Die Theorie der eigenen Untersuchungen	10
2.2.1.	Der Zahnfilm als Sensor für die Intensität der einfallenden Röntgenstrahlung	10
2.2.2.	Das zahnärztliche Röntgengerät als Strahlungsquelle zur Bestimmung der Röntgenstrahldurchlässigkeit verschiedener Materialien	12
2.2.3.	Der Begriff des " Röntgenkontrastes "	14
2.2.4.	Spezielle Problematik der Beschreibung des Röntgenkontrastes durch die röntgen-schattenäquivalente Schichtdicke eines Bezugsmaterials	15
2.2.5.	Bestandteile zahnärztlicher Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien	18
2.3.	Die Entwicklung des eigenen Verfahrens	21
2.3.1.	Wahl des Bezugsmaterials	21
2.3.2.	Versuchsaufbau	21
2.3.3.	Erste Voruntersuchungen	24
2.3.4.	Ergebnisse der Voruntersuchungen	24
2.3.5.	Weiterentwicklung und Verfeinerung des Verfahrens	27
2.3.6.	Beurteilung der Voruntersuchungsergebnisse	29

3.	Untersuchung des Röntgenkontrastes der gebräuchlichsten zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien im Vergleich zu Schmelz und Dentin	31
3.1.	Auflistung der Materialien und Herstellung der entsprechenden Proben	31
3.1.1.	Füllungsmaterialien	31
3.1.2.	Unterfüllungsmaterialien und temporäre Verschlußmaterialien	32
3.1.3.	Proben für Schmelz und Dentin	33
3.2.	Technische Parameter der Meßaufnahmen	34
3.2.1.	Belichtung der Aufnahmen	
3.2.2.	Entwicklung der Filme	
3.2.3.	Schwärzungsmessung des Films	
3.3.	Systematik der Untersuchung	35
3.4.	Ergebnisse	36
3.4.1.	Röntgenstrahlenäquivalente Aluminiumschichtdicke für die einzelnen Proben	36
3.4.2.	Der Röntgenkontrast von Schmelz und Dentin	40
3.4.3.	Fehlerrechnung	41
3.5.	Abhängigkeit der Ergebnisse von Röhrenspannung und Film	44
3.5.1.	Abhängigkeit der Ergebnisse von der Röhrenspannung	44
3.5.2.	Abhängigkeit der Ergebnisse vom verwendeten Film	47

3.6. Mathematische Betrachtung und Wertung der Ergebnisse	49
3.6.1. Mögliche mathematische Modelle für die Abhängigkeit des Röntgenkontrastes (dargestellt durch die äquivalente Aluminiumschichtdicke) eines Materials von seiner Dicke	49
3.6.2. Qualitative Begründungen für die aufgezeigten Zusammenhänge	57
3.6.3. Wertung der Ergebnisse	58
4. Diskussion des Untersuchungsergebnisses	59
4.1. Die Darstellung des Röntgenkontrastes durch die Röntgenschatenäquivalente Reinaluminiumschichtdicke	59
4.2. Vergleich mit anderen Autoren	60
4.3. Konsequenzen für die Auswertung klinischer Röntgenbilder	62
4.3.1. Berechnung des Röntgenkontrastes einer Füllung im Zahn	62
4.3.2. Röntgenkontrastunterschiede im Röntgenbild	65
4.3.3. Beispiele für fundierte Abschätzungen über die Sichtbarkeit und Unterscheidbarkeit von Füllung und Unterfüllung im Zahnfilm	67
5. Zusammenfassung	70
6. Literaturverzeichnis	73

1. Einführung in die Aufgabenstellung und Zusammenstellung der Literatur

Da das zahnärztliche Röntgenbild in der Zahnerhaltungskunde mittlerweile zu einem unerläßlichen diagnostischen Hilfsmittel geworden ist, auch in Hinsicht auf die Kariesdiagnostik und die Kontrolle der durchgeführten Füllungstherapie, ist es natürlich auch von großem Interesse, differenzierte Aussagen darüber machen zu können, wie sich die verwendeten Füllungsmaterialien auf dem Röntgenbild darstellen.

Speziell der geringe Röntgenkontrast von Kunststofffüllmaterialien und die damit zusammenhängende Problematik, wie sie in einigen Lehrbüchern schon in den Fünfzigerjahren beschrieben wird (1955 HARNDT, 11 , 1958 SONNABEND, 16 , 1959 WANNENMACHER, 18) gab in den vergangenen 25 Jahren immer wieder Anlaß, den Röntgenkontrast zahnärztlicher Füllungsmaterialien näher zu untersuchen.

1962 bemängelten DEGERING und BUSEMAN, 7 ,daß in material-technischen Untersuchungen von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien zwar alle erdenklichen Festigkeitswerte, nur selten aber die Röntgenopazität der Materialien untersucht und angegeben wird. In einer von ihnen durchgeführten Untersuchung ermittelten sie die Röntgenopazität verschiedener, damals gebräuchlicher Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien, mit dem Ergebnis, daß sich diese Materialien in vier, im Röntgenbild unterscheidbare Gruppen, einteilen lassen:

1. Metalle;
2. Phosphatzemente;
3. Porzellan und Silikatzemente;
4. Akrylate

Zur Ermittlung des Röntgenkontrastes nahmen sie 6 mm starke Proben und belichteten den Film mit 70 kV/10 mA und einer Belichtungszeit von 0,8 s, also einer normalen diagnostischen Dosis. Die Filmschwärzung wurde durch Densitometermessung bestimmt. In ihren Ergebnissen teilten sie die Materialien nur in die oben genannten Gruppen ein. Explizite Werte für die Röntgenopazität der einzelnen Materialien wurden nicht angegeben.

Vor der speziellen Problematik des relativ geringen Röntgenkontrastes der Kunststofffüllmaterialien (Akrylate und Komposite) wurden in den darauffolgenden Jahren eine ganze Reihe von Untersuchungen gemacht, die alle eine Steigerung des Röntgen-

kontrastes dieser Materialien zum Ziel hatten, so 1966 von ALVARES, 2 ; 1969 von BOWEN und CLEEK, 5 ; 1970 von CHANDLER, BOWEN, PFAFFENBARGER und MULLINEAUSE, 6 ; 1973 von BARTON, BURNS, CHANDLER und BOWEN, 3 .

Bei all diesen Untersuchungen wurde die Röntgenopazität jedoch nur subjektiv an in vivo oder vitro erstellten Röntgenaufnahmen von gefüllten Zähnen beurteilt. Objektive Bestimmungen des Röntgenkontrastes dieser Kunststoffe wurden nicht durchgeführt.

1973 untersuchte U. BÖHNER, 4 den Röntgenkontrast einer ganzen Reihe von Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien und ordnete ihnen, wie auch schon 1951 FLECKEN, 9 bei seiner Untersuchung über den Röntgenkontrast von Wurzelfüllungen, eine Kontrastzahl " K " zu. Diese Kontrastzahl bezog sich jedoch auf eine Probe definierter Dicke (3mm). Über den Röntgenkontrast einer Probe anderer Stärke konnte damit keine Aussage getroffen werden. Ebenso verfuhr auch ABOU - TABL, 1 in seiner 1977 veröffentlichten Untersuchung über den Röntgenkontrast von zahnärztlichen Füllungsmaterialien. Er kommt zu dem Ergebnis, daß das Röntgenopazitätspektrum bei diesen Materialien sehr groß ist. Zum Röntgenkontrast der Komposite stellt er fest, daß die meisten von ihnen sehr viel weniger radiopak sind als Dentin.

So steht der Zahnarzt nach wie vor vor dem Problem, keine fundierte Aussage darüber machen zu können, in wieweit ein bestimmtes Füllungs- oder Unterfüllungsmaterial im Röntgenbild erkennbar ist oder nicht. Die Industrie macht bis heute, obwohl schon von verschiedenen der oben genannten Autoren dazu aufgefordert, bei den " technischen Daten " der von ihr hergestellten Materialien keine definierten Angaben über den Röntgenkontrast ihrer Produkte. Nur manchmal wird ein Produktname mit dem Zusatz " radiopak " , " röntgenpositiv " oder ähnlich allgemein formulierter Angaben versehen.

Das Ziel der eigenen Arbeit sollte es nun sein, eine Methode zu entwickeln, den Röntgenkontrast von Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien objektiv zu messen und anzugeben. Um jedoch wirklich eine Aussage darüber machen zu können, welchen Röntgenkontrast eine Probe aus einem bestimmten Material hat, scheint es uner-

läßlich, auch die Abhängigkeit des Röntgenkontrastes einer Füllung von ihrer Dicke zu untersuchen, bzw. zu prüfen, ob und inwieweit es möglich ist, einen Zusammenhang zwischen Material, Dicke und Röntgenkontrast einer Füllung herzustellen.

Es sollte also versucht werden, eine Möglichkeit zu schaffen, eine definierte Aussage darüber machen zu können, wie sich eine Füllung oder Unterfüllung aus einem bestimmten Material im Röntgenbild im Verhältnis zu ihrer Umgebung aus Schmelz und Dentin darstellt.

Auf den Ergebnissen dieser Untersuchungen aufbauend, sollte dann geklärt werden, welche Konsequenzen sich aus den gewonnenen Erkenntnissen für die Auswertung klinischer Röntgenbilder (vor allem Zahnfilme) ergeben und in wie weit der Zahnarzt in Zukunft bei der Wahl, der von ihm verwendeten Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien auch das Kriterium des Röntgenkontrastes beachten sollte.

Schließlich bleibt noch zu bedenken, daß das Wissen um den großen oder geringen, bzw. vorhandenen oder nicht vorhandenen Röntgenkontrast einer Füllung oder Unterfüllung dafür ausschlaggebend sein kann, einen nach klinischer Untersuchung vermuteten Mangel einer Füllung durch eine Röntgenaufnahme aufzuklären. Die Kenntnis des Röntgenkontrastes von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien kann so im einen oder anderen Fall zum Kriterium dafür werden, ob eine Röntgenaufnahme zur Kontrolle der Füllungstherapie indiziert ist. Dies ist in Hinsicht auf die nicht unerhebliche Strahlenbelastung durch eine Zahnfilmaufnahme kein untergeordneter Aspekt.



2. Ein Verfahren zur Bestimmung des Röntgenkontrastes von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien

2.1. Theoretisch-physikalische Betrachtung der Schwächung von Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Materie

Physikalisch gesehen besteht diese Schwächung aus drei verschiedenen Prozessen: der Absorption, der Streuung und der Paarbildung. Jeder dieser Prozesse führt zur Entfernung von Röntgenquanten aus dem ursprünglichen Strahlengang. Die genauen Vorgänge bei den einzelnen Prozessen sind für diese Betrachtung ohne Belang.

Trifft also monochromatische Röntgenstrahlung, d.h. eine bestimmte Anzahl von Röntgenquanten der selben Energie und Impulsrichtung, auf Materie, so kommen an einem in Strahlungsrichtung hinter der Materie befindlichen Meßfühler nur ein Teil der Röntgenquanten an.

Die Intensität der Strahlung, d.h. die pro Zeit und Fläche auftreffende Energie hat sich verringert.

Diese Intensitätsschwächung kann durch die Formel

$$(1) \quad I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

beschrieben werden. Wobei I_0 die Intensität der Strahlung vor dem Durchgang durch die Materie ist und d die Schichtdicke der Materie. μ ist der Schwächungskoeffizient.

Im Bereich unter 150 keV maximale Quantenenergie, wo die Paarbildung zu vernachlässigen ist, gilt für μ folgende Formel.

$$(2) \quad \mu = \tau + \sigma$$

τ steht für die Schwächung der Strahlung durch Absorption und σ für die Schwächung durch die Streuung.

Sowohl τ als auch σ sind von der Dichte und der Ordnungszahl der Materie sowie von der Wellenlänge und damit von der Energie der einfallenden Röntgenstrahlung abhängig.

Für τ läßt sich folgende Beziehung angeben:

$$(3) \quad \sigma = C \cdot \lambda^3 \cdot Z^3 \cdot \rho$$

C : Konstante
 λ : Wellenlänge der einfallenden Strahlung
 Z : Ordnungszahl
 ρ : Dichte

Für σ läßt sich eine solch relativ einfache gültige Formel nicht aufstellen, aber auch σ nimmt mit steigender Ordnungszahl und zunehmender Wellenlänge, bzw. abnehmender Energie der einfallenden Strahlung zu, wobei die Zunahme von σ mit abnehmender Energie bei großem Z stärker ist als bei kleinem Z .

Für den Schwächungskoeffizienten μ gilt also: neben einer Abhängigkeit vom schwächenden Material (Z und ρ) besteht eine starke Abhängigkeit von der Energie der Strahlung. (Je geringer die Energie der Strahlung desto größer wird der Absorptionskoeffizient μ) Diese Abhängigkeit nimmt mit steigender Ordnungszahl Z des Materials zu.

Da viele Elemente in Formen mit verschiedener Dichte vorkommen (z.B. Kohlenstoff als Graphit und Diamant), wird bei Elementen statt des Schwächungskoeffizienten μ besser der Massenschwächungskoeffizient μ/ρ angegeben. Für diesen Massenschwächungskoeffizienten gilt analog dasselbe wie für μ .

Statt μ wird als Maß für die Fähigkeit eines Materials die Intensität von Röntgenstrahlung zu schwächen, auch die Halbwertschichtdicke H angegeben. Die Halbwertschichtdicke eines Materials bedeutet, daß durch die Passage einer Probe dieser Stärke die Intensität der Strahlung halbiert wird.

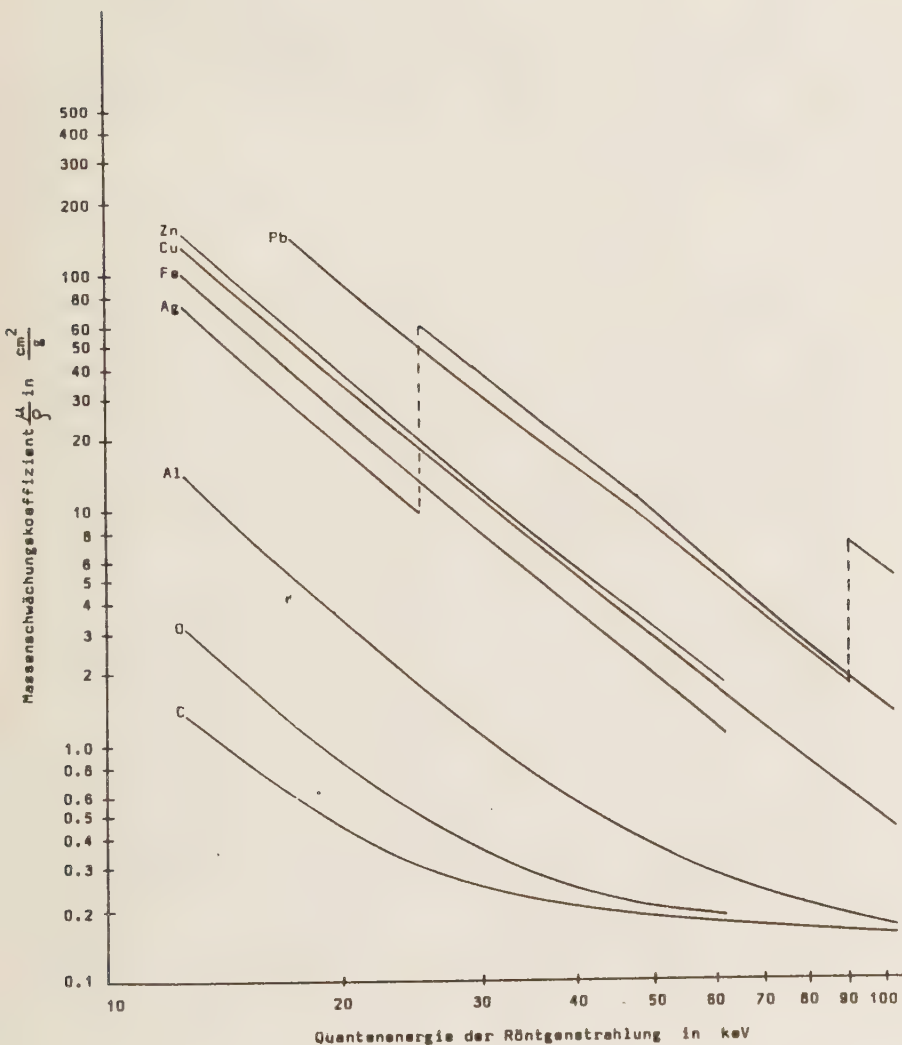
Es gilt:

$$(4) \quad H = \frac{\ln 2}{\mu}$$

Für H gelten demnach die reziproken Abhängigkeiten wie für μ .

In Abbildung 1 ist für einige Elemente die Abhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten von der Quantenenergie der einfallenden Strahlung dargestellt. (nach Werten von GLOCKER, 10).

ABBILDUNG 1 Massenschwächungskoeffizient einiger Elemente in
 Abhängigkeit von der Quantenenergie der einfallenden Strahlung
 (gezeichnet nach Werten von GLOCKER,10)



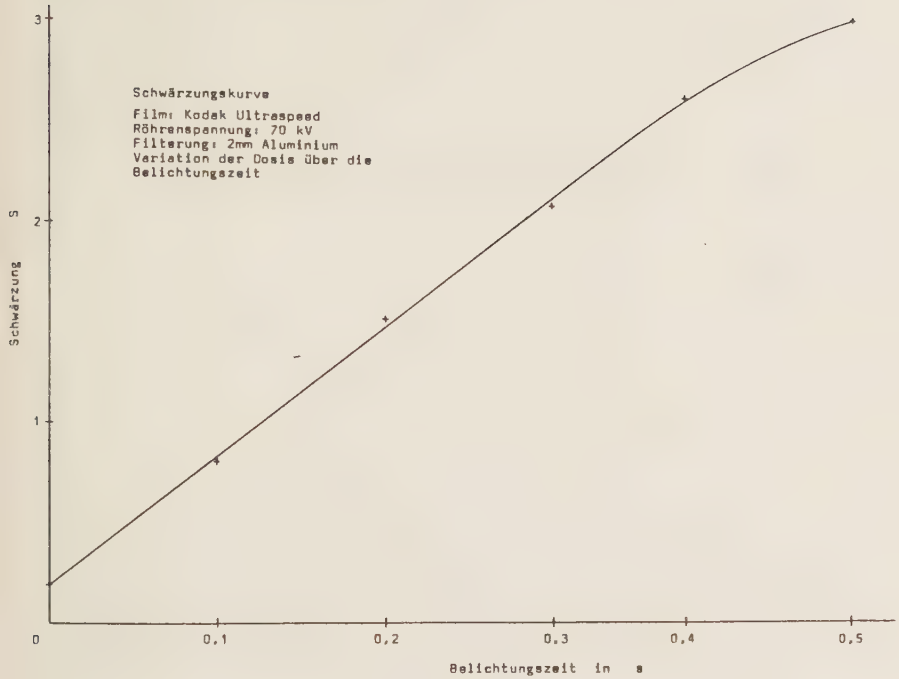
2.2. Die Theorie der eigenen Untersuchungen

Wenn der Röntgenkontrast von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien untersucht werden soll und die Ergebnisse auf das zahnärztliche Röntgenbild anwendbar sein sollen, erscheint es zweckmäßig, sich hinsichtlich Strahlungs-dosis, Strahlungsquelle und Strahlungsmessung im Rahmen der Zahnfilmaufnahme zu bewegen. Als Strahlungsquelle diene also ein zahnärztliches Röntgengerät mit für Zahnfilme üblicher Belichtungszeit. Zur Strahlungsmessung wurde die Schwärzung eines Zahnfilms objektiv gemessen (Densitometer).

2.2.1. Der Zahnfilm als Sensor für die Intensität der einfallenden Röntgenstrahlung

Die Schwärzung einer photographischen Schicht durch Röntgenstrahlen hängt von der Expositionszeit, der Intensität der Strahlung und deren Energie ab. Zwischen der Dosis (Produkt aus Expositionszeit und Intensität der Strahlung) und der Schwärzung besteht bei konstanter Energie eine direkte Proportionalität bis etwa zur Schwärzung 1,4 (GLOCKER 10). Bei von der Filmindustrie vorgelegten Schwärzungskurven geht diese direkte Proportionalität sogar bis über Schwärzung 2. Für die eigenen Untersuchungen wurde zur Überprüfung dieses Zusammenhangs folgender einfache Versuch gemacht: sechs Filme des Typs Kodak Ultraspeed, der auch für die Untersuchungen verwendet werden sollte, wurden mit einem Zahnfilmgerät mit verschiedener Expositionszeit bestrahlt und anschließend alle möglichst gleich entwickelt (unmittelbar hintereinander mit einem Entwicklungsautomaten). Das Ergebnis in Form einer Schwärzungskurve in Abhängigkeit von der Belichtungszeit (in diesem Fall ja gleich proportional der Dosis) zeigt Abbildung 2. Die Proportionalität zwischen Schwärzung und Dosis geht hier sogar bis Schwärzung 2,5. Der Röntgenfilm kann also in der Tat als linearer Sensor für die Strahlungs-dosis und damit, bei konstanter Belichtungszeit, auch für die Strahlungsintensität verwendet werden.

ABBILDUNG 2



Die Gleichung:

$$(5) \quad \frac{I_1}{I_2} = \frac{D_1}{D_2}$$

I : Strahlungs-
intensität

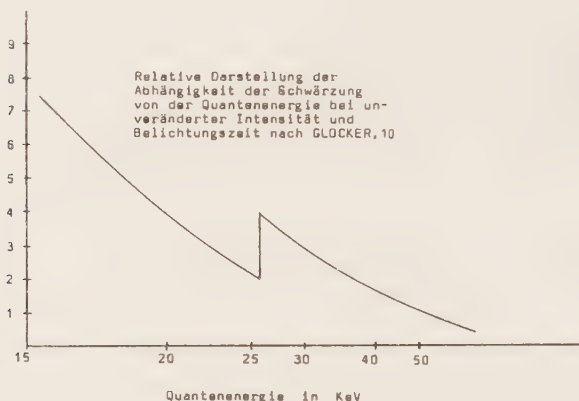
D : Filmschwärzung

gilt jedoch nur für konstante Quantenenergie.

Die Abhängigkeit der Schwärzung von der Quantenenergie der Strahlung zeigt Abbildung 3 in einer relativen Darstellung nach GLOCKER, 10. Es wurde hier die Schwärzung gemessen, die eine Strahlung gleicher Intensität, d.h. gleicher Strahlungsenergie pro Fläche und Zeiteinheit, bei gleicher Belichtungszeit in

Abhängigkeit von ihrer Quantenenergie hervorruft.

ABBILDUNG 3



Der Knick der Kurve bei 25,8 keV ist die Absorptionskante des Silbers im Silberbromid der Emulsion. Bei der Annäherung an diese Absorptionskante von der langwelligen Seite springt die Filmschwärzung an der Kante auf einen fast doppelt so hohen Wert, weil dann die Energie der einfallenden Photonen groß genug ist, um die K_{α} - Strahlung des Silbers anzuregen.

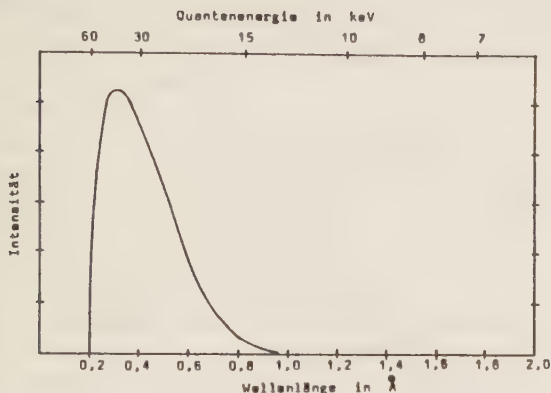
Bei Verwendung eines Bremsspektrums gilt also der Zusammenhang der Gleichung 5 nur dann, wenn das Verhältnis der verschiedenen Bestandteile des Spektrums in " Intensität₁ " und " Intensität₂ " identisch ist. Dies ist bei den speziellen, im folgenden beschriebenen, Vorgängen bei der Schwächung eines Röntgenbremsspektrums nicht der Fall.

2.2.2. Das zahnärztliche Röntgengerät als Strahlungsquelle zur Bestimmung der Röntgenstrahlendurchlässigkeit verschiedener Materialien

Die in einem Zahnfilmgerät verwendete Röntgenröhre liefert keine monochromatische Strahlung, sondern ein Röntgenbremsspektrum, welches dann in der Regel noch mit 2 - 3 mm Aluminium gefiltert

wird. Die Beschleunigungsspannung liegt meist um 60 kV. Die Abbildung 4 zeigt das Spektrum der emittierten Strahlung einer Röntgenröhre mit Platinanode bei einer Beschleunigungsspannung von 60 kV und einer Filterung von 2 mm Aluminium (nach GLOCKER, 10).

ABBILDUNG 4



Wie in 2.1. erläutert, ist die Schwächung von Röntgenstrahlung durch Materie auch von der Energie der einfallenden Strahlung abhängig. Trifft nun Röntgenbremsstrahlung mit eigentlich unendlich vielen Strahlungen verschiedener Intensität und Quantenenergie auf Materie, so werden die niedrigenergetischen Anteile der Strahlung stärker geschwächt als die hochenergetischen. (großes λ bedingt ein großes μ)

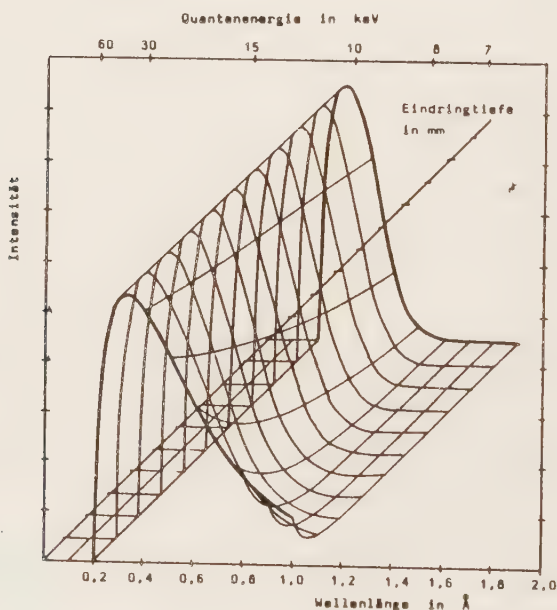
Die Folge ist, daß die Strahlung während ihres Durchganges durch die Materie insgesamt immer kurzwelliger, d.h. hochenergetischer wird und damit auch weniger stark abgeschwächt. Diese Veränderungen des Röntgenbremspektrums beim Durchlaufen von Materie, z.B. Aluminium, veranschaulicht die Abbildung 4a in ihrer perspektivischen Darstellung. Hier ist für ein 60 kV - Bremspektrum die Intensität I in Abhängigkeit sowohl von der Quantenenergie als auch von der Eindringtiefe d aufgetragen.

Durch diese " Härtung " der Strahlung nimmt die Halbwertschichtdicke eines Materials in Richtung der Durchstrahlung immer weiter zu, oder mit der doppelten Halbwertschichtdicke ist keine

Viertelung der Strahlung möglich. In dem einfachen Exponentialmodell der Gleichung (1) muß also bei der Verwendung eines Röntgenbremspektrums als Strahlung die genaue Abhängigkeit des Parameters μ von der Dicke d , bzw. der Energie der Strahlung berücksichtigt werden.

Ist diese Abhängigkeit nicht bekannt, so kann mittels eines Röntgenbremspektrums der Schwächungskoeffizient oder die Halbwertschichtdicke eines Materials nicht festgelegt oder bestimmt werden.

ABBILDUNG 4a



2.2.3. Der Begriff des " Röntgenkontrastes "

Unter dem Röntgenkontrast eines Materials versteht man, daß ein Objekt aus diesem Material auf Grund der Fähigkeit des Materials, Röntgenstrahlung abzuschwächen, auf einem Röntgenbild sichtbar

wird. Mit der Fähigkeit des Materials, Röntgenstrahlung zu schwächen, d.h. mit dem Schwächungskoeffizienten oder der Halbwertschichtdicke ließe sich der Röntgenkontrast angesichts des weitgehend linearen Zusammenhangs zwischen Strahlungsintensität und Filmschwärzung ausgezeichnet beschreiben, allerdings nur bei Verwendung einer monochromatischen Strahlungsquelle. Da Röntgenbilder aber mit einem Röntgenbremspektrum gemacht werden, ist dies, wie in 2.2.2. erläutert, nicht möglich.

Aus diesem Grund wurde von anderen Autoren, wie FLECKEN, 9 oder BÖHNER, 4, um die Röntgenopazität eines Materials zu beschreiben, der Röntgenkontrast einer Probe dieses Materials definierter Dicke in mm Reinaluminium angegeben. Eine Aussage über den Röntgenkontrast einer Probe anderer Dicke war damit aber nicht möglich.

Von der grundsätzlichen Möglichkeit, den Röntgenkontrast, bzw. auch die Fähigkeit Röntgenstrahlung zu schwächen, durch die Dicke eines Bezugsmaterials zu beschreiben sollte auch in der eigenen Arbeit Gebrauch gemacht werden. Der Röntgenkontrast oder besser gesagt der Röntgenschaten einer Materialprobe sollte also durch die röntgenschatenäquivalente Schichtdicke eines Bezugsmaterials beschrieben werden.

Für den Begriff " Röntgenkontrast " wird in der Arbeit auch der Begriff " Röntgenschaten " verwendet, die Fähigkeit Röntgenstrahlung zu schwächen wird als " Radiopazität " bezeichnet.

2.2.4. Spezielle Problematik der Beschreibung des Röntgenkontrastes durch die röntgenschatenäquivalente Schichtdicke eines Bezugsmaterials

Würden Röntgenaufnahmen mit monochromatischer Strahlung gemacht und bestünde damit die Möglichkeit, einen Schwächungskoeffizienten für jedes Material zu bestimmen, dann könnte mittels Gleichung (1) die Röntgenopazität und damit der Röntgenschaten einer Probe jeder beliebigen Dicke berechnet werden. Mit der röntgenschatenäquivalenten Schichtdicke eines Bezugsmaterials kann zunächst nur der Röntgenkontrast einer Probe definierter Dicke beschrieben werden.

Welche theoretischen Bedingungen erfüllt sein müßten, um mit der röntgenschatenäquivalenten Schichtdicke für eine Probe bestimmter Dicke eine Aussage über den Röntgenkontrast einer Probe aus dem selben Material, aber anderer Dicke, machen zu können, werden im folgenden erläutert.

Wenn man der Wellenlängen-, bzw. Energieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten μ Rechnung trägt, so kann die Gleichung 1 mit

$$(a) \quad \mu = f(\lambda)$$

auch so geschrieben werden:

$$(b) \quad I = I_0 \cdot e^{-f(\lambda) \cdot d}$$

Betrachtet man Abb. 1 in Hinsicht auf den Verlauf der Kurven, so stellt man fest, daß die Kurven von Elementen mit kleiner Ordnungszahl im Bereich unter 30 keV nahezu parallel verlaufen. In einem logarithmischen Maßstab, wie in Abbildung 1 benutzt, bedeutet dies, daß sich die Funktionen für μ in diesen Fällen nur durch eine multiplikative Konstante k unterscheiden. Für zwei Materialien A und B (deren Bestandteile kleine Z haben), kann also bis 30 keV mit sicherlich guter Näherung geschrieben werden:

$$(c) \quad f_A(\lambda) = k \cdot f_B(\lambda)$$

Wählt man nun die Dicken der beiden Materialien so, daß sie die selbe Abschwächung von Röntgenstrahlung bewirken, so gilt:

$$(d) \quad I_0 \cdot e^{-f_A(\lambda) \cdot d_A} = I_0 \cdot e^{-f_B(\lambda) \cdot d_B}$$

Durch Einsetzen der Gleichung (c) in Gleichung (d) erhält man

$$I_0 \cdot e^{-f_B(\lambda) \cdot d_B} = I_0 \cdot e^{-k \cdot f_B(\lambda) \cdot d_A} \quad \text{durch Umformung}$$

$$(e) \quad d_B = k \cdot d_A \quad \text{oder} \quad \frac{d_A}{d_B} = \text{konstant}$$

Das bedeutet, daß unabhängig von der Wellenlänge, bzw. Energie der Strahlung gilt, daß das Verhältnis der Dicken, die zur selben

Intensitätsschwächung führen, konstant bleibt, solange die oben genannte Bedingung, Parallelität der Kurven in Abbildung 1, erfüllt ist.

Für diesen Bereich bestünde also eine direkte Proportionalität zwischen der Dicke einer Probe und der ihr zugeordneten röntgenschatenäquivalenten Schichtdicke eines Bezugsmaterials. Da das Maximum eines 60 kV Röntgenbremsaspektrums etwa bei 55 keV liegt, wo die Kurven nur für kleine und nahe beieinander liegende Ordnungszahlen Z annähernd parallel sind, scheint die Gültigkeit dieses Ansatzes für die Untersuchung von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien, die hinsichtlich der Ordnungszahlen ihrer Bestandteile weit streuen (siehe 2.2.5.), fraglich.

Zu bedenken ist in diesem Zusammenhang jedoch, daß die Filmschwärzung mit zunehmender Quantenenergie stark abnimmt (siehe Abb.3). Die Summe der Intensitäten über 30 keV ist in Abbildung 4 in etwa ebenso groß wie die Summe der Intensitäten unter 30 keV. Nimmt man für die Strahlungen über 30 keV eine mittlere Energie von 50 keV und für die Strahlungen unter 30 keV eine mittlere Energie von 20 keV an, so ist die durch die unter 30 keV liegenden Strahlungen verursachte Schwärzung etwa viermal so groß wie die durch die über 30 keV liegenden Strahlungen verursachte. (siehe Abb.3)

Diese Tatsache erklärt, warum eine Gültigkeitsbeschränkung des oben ausgeführten Ansatzes auf Strahlungsenergien unter 30 keV die Anwendung dieser Theorie auf den Versuchsaufbau: Zahnfilmgerät/Zahnfilm nicht unbedingt ausschließt.

Inwieweit diese Theorie tatsächlich Gültigkeit besitzt, kann erst anhand der Untersuchungsergebnisse geklärt werden.

Ein linearer Zusammenhang zwischen Probendicke und Röntgenschaten ist zwar nicht primär erforderlich, um die Abhängigkeit des Röntgenkontrastes von der Probendicke zu beschreiben, aber er wäre notwendig, wenn mit dem Röntgenkontrastwert verschiedener Materialien auch Aussagen über zusammengesetzte Proben gemacht werden sollen. (Die Füllung oder Unterfüllung im Zahn muß ja als aus den verschiedenen Materialien: Schmelz, Dentin, Füllungs- bzw. Unterfüllungsmaterial zusammengesetzte Probe angesehen werden.) Aus diesem Grund soll der möglichen Linearität dieses Zusammenhangs in dieser Arbeit besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden.

2.2.5. Bestandteile zahnärztlicher Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien

Um einen Überblick darüber zu erhalten, welche Röntgenopazität bei den einzelnen untersuchten Materialien und Materialgruppen zu erwarten ist, sind im folgenden Übersichten über die Zusammensetzung zahnärztlicher Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien und die Einordnung dieser Bestandteile in das Periodensystem der Elemente erstellt. (nach EICHNER, 8 und SAUERWEIN, 15)

BESTANDTEILE ZAHNÄRZTLICHER UNTERFÜLLUNGSMATERIALIEN: (typische Zusammensetzungen)

Material	Zusammensetzung
Calxyl	Calciumhydroxyd Ringerlösung
Zinkphosphatzement (Pulver)	80 - 90 % ZnO
(Phosphatzement)	10 % MgO
	0 - 5 % CaF_2 , SiO_2 , Al_2O_3
(Flüssigkeit)	52 - 56 % H_3PO_4
	2 % Al
	7 - 10 % Zn
	32 - 36 % H_2O
Carboxylatzement (Pulver)	50 - 90 % ZnO
	0 - 10 % MgO
	10 - 40 % Al_2O_3 oder anderer Füll-
	0 - 2 % ZnF_2 stoff
(Flüssigkeit)	40 - 50 % Polyacrylsäure
	50 - 60 % H_2O
Zinkoxyd - Nelkenöl (Pulver)	70 % ZnO
	29 % Kolophonium
	1 % Zinkstearat
	0,5 % Zinkacetat
(Flüssigkeit)	Nelkenöl

BESTANDTEILE ZAHNÄRZTLICHER FÜLLUNGSMATERIALIEN

(typische Zusammensetzungen)

Material	Zusammensetzung
Silikatzement (Pulver)	38 % SiO_2 30 % Al_2O_3 8 % Na_3PO_4 oder $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ 24 % CaF_2 oder NaF
(Flüssigkeit)	42 % H_2PO_4 10 % AlPO_4 8 % $\text{Zn}_3(\text{PO}_4)_2$ 40 % H_2O
Glasionomerzement (Pulver)	Aluminiumsilikatglas mit Calcium und Fluoriden
(Flüssigkeit)	Polyacryl-Itaconit-Säure- Copolymer
Komposit (UV - härtend)	30 % Methacrylatverbindungen 69 % SiO_2 oder Al_2O_3 als Füllstoff 1 % andere organ. Verbindungen als Haftvermittler, UV-Stabili- sator, Initiator etc. als Füllstoff finden auch Gläser mit Schwermetallsalzen wie BaF oder ZrO Verwendung
Siberamalgame	65 % Ag 25 % Sn 6 % Cu 2 % Zn 3 % Hg
Goldgußfüllung	verschiedenste Goldlegierungen

angegeben sind jeweils die Massenprozente

ORDNUNGSZAHLEN DER IN ZAHNÄRZTLICHEN FÜLLUNGS- UND UNTERFÜLLUNGS-
MATERIALIEN VORKOMMENDEN ELEMENTE:

Element	Zeichen	Ordnungszahl	enthalten in
Wasserstoff	H	1	allen organ. Verbindungen (z.B. Methacrylat der Komposite, Weichteilgewebe)
Kohlenstoff	C	6	
Stickstoff	N	7	
Sauerstoff	O	8	
Fluor	F	9	Carboxylatzemente
Aluminium	Al	13	Glasionomerzemente
Silicium	Si	14	Komposite
Phosphor	P	15	Phosphorsäure
			Zahnhartsubstanzen
Calcium	Ca	20	CaOH - Präparate
Kupfer	Cu	29	Amalgame
Zink	Zn	30	
Zirkon	Zi	40	
Silber	Ag	47	
Zinn	Sn	50	Röntgenkontrastmittel (für Komposite)
Barium	Ba	56	
Gold	Au	79	Cußfüllungen
Quecksilber	Hg	80	Amalgam

2.3. Die Entwicklung des eigenen Verfahrens

2.3.1. Wahl des Bezugsmaterials

Ein geeignetes Bezugsmaterial sollte sich mit seiner Ordnungszahl Z etwa in der Mitte der zu untersuchenden Materialien befinden. Es durfte keine zu geringe Röntgenopazität besitzen, damit die Vergleichsmaßstäbe, d.h. die Stufentreppen keine zu große Dimension (in der Höhe) erhalten und dadurch wegen der Divergenz der Strahlung (jede Röntgenröhre ist näherungsweise eine punktförmige Strahlungsquelle) Verfälschungen auftreten würden.

Die Wahl fiel hier auf das Aluminium, zudem Aluminium auch bei fast allen anderen Autoren, die dieses Thema behandelten, als Maß für den Röntgenkontrast verwendet wurde.

Zuerst wurde Duraluminium einer definierten Legierung gewählt, wegen seiner leichteren Bearbeitbarkeit, und auch wegen seines höheren Röntgenkontrastes aufgrund seiner schweren Bestandteile. Wegen dieser schweren Bestandteile des Duraluminiums kam es jedoch, wie später beschrieben, zu verstärkten Verfälschungen durch Streustrahlung, und so wurde schließlich Reinaluminium (Al 99,9) benutzt. Dies hatte auch den Vorteil, daß die Ergebnisse mit vorangegangenen Arbeiten wie der von BÖHNER 2 verglichen werden konnten.

2.3.2. Versuchsaufbau

Aus dem Aluminium wurden nun Stufentreppen hergestellt. Da die Möglichkeit offengehalten werden sollte, eine solche Stufentreppe auch bei einer Zahnfilmaufnahme am Patienten mit aufzunehmen, durfte die Grundfläche nicht zu groß sein. Außerdem sollten mehrere komplette Stufentreppen auf einer Aufnahme untergebracht werden, um eventuelle Schwärzungsvariationen des Films auszugleichen. Um dennoch bei ausreichender Bandbreite eine genügend feine Abstufung (0,5 mm) zu erhalten, wurden die Stufentreppen folgendermaßen aufgebaut.

Stufentreppe
 0,5 bis 10mm
 Abstufung: 0,5mm
 Grundfläche:
 10x10mm

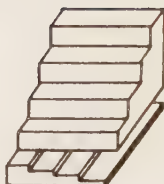


ABBILDUNG 5

Auf einer Grundfläche von 10 auf 10 mm wurde auf einer Stufentreppe mit vier je 2,5 mm breiten Stufen mit 0,5 , 1,0 , 1,5 und 2 mm Dicke eine weitere Stufentreppe um 90 Grad verdreht mit ebenfalls 10 auf 10 mm Grundfläche befestigt. Diese zweite Stufentreppe war in fünf, je 2 mm breite Stufen mit 0 , 2 , 4 , 6 , und 8 mm Dicke unterteilt. Abb. 5 zeigt eine solche Stufentreppe im Maßstab 2:1.

Mit diesen Stufentreppen entstanden auf dem Röntgenbild also 2,5 mal 2,0 mm große Felder für alle Dickenstufen von 0,5 bis 10 mm in Halbmillimeterabstufung.

Der Meßpunkt des zur Schwärzungsbestimmung verwendeten Densitometers vom Typ : L.Y. Parry DT 1105

hatte einen Durchmesser von 1 mm , so daß diese Felder ausreichend groß waren. Die Qualität jeder Aufnahme , d.h. eventuell vorhandene lokale Schwärzungsvariationen des Films durch Unregelmäßigkeiten der Emulsion , der Entwicklung oder der Strahlungsquelle , konnte so beurteilt werden, da auf jeder Aufnahme vier solche Stufentreppen aufgenommen wurden (in jeder Ecke des Films eine). In der Mitte zwischen den Stufentreppen wurde Platz für die Proben frei gehalten. Abbildung 6 zeigt zwei solche Aufnahmen mit vier Stufentreppen und einer Probenplatte in der Mitte. Es ist selbstverständlich, daß Schwärzungsmessungen von Proben nur mit Stufentreppen auf derselben Aufnahme verglichen werden dürfen, da durch die Entwicklung immer Schwärzungsunterschiede zwischen zwei gleich belichteten Bildern auftreten werden.

Um standardisierte Aufnahmen zu erhalten, wurden die Positionen für die vier Stufentreppen sowie die Position für die Probenplatte in eine Plexiglasplatte eingefräst (Plexiglas ist sehr

gering röntgenopak). Unterhalb der Stufentreppen verblieb 1,5 mm Plexiglas, unter der Probenplatte 1 mm. Auf jeder Probenplatte (ebenfalls aus Plexiglas gefertigt) mußte sich also unterhalb des zu bestimmenden Materials noch eine 0,5 mm dicke Schicht Plexiglas befinden.

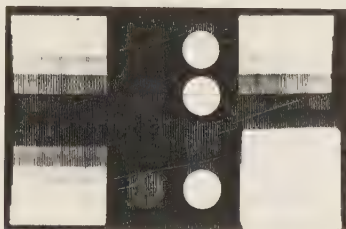
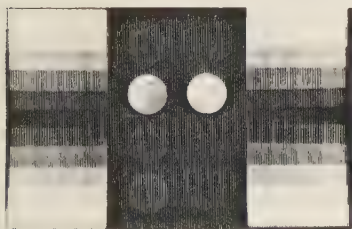
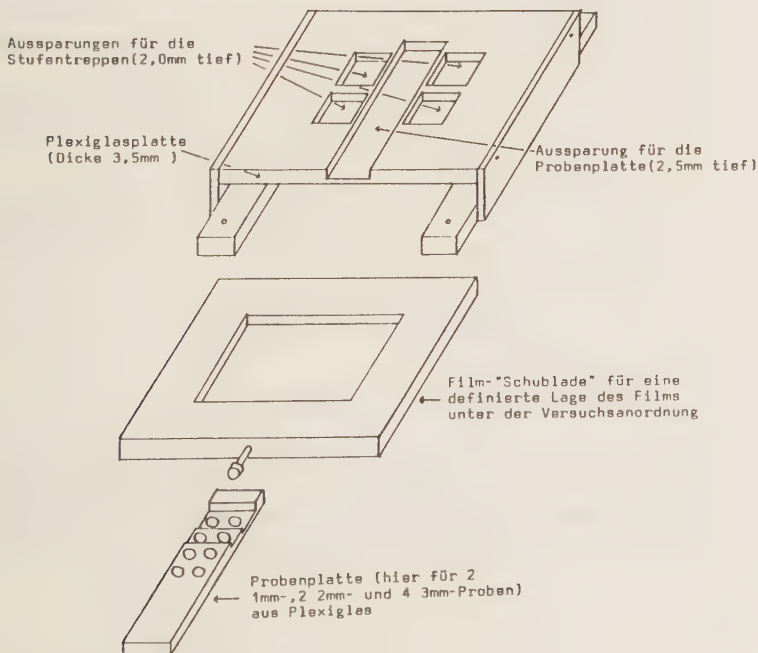


ABBILDUNG 6

Die Probenplatten aus Plexiglas wurden also z.B. für eine Proben-
dicke von 3 mm in einer Stärke von 3,5 mm gewählt, der Platz für
die Proben wurde 3 mm tief ausgefräst.

ABBILDUNG 7 Versuchsaufbau



Die Trägerplatte für Stufentreppen und Probenplatte wurde über einem Rahmen befestigt, in dem der Film in einem Schieber eingefrästen Fach in eine feste Position unter der Anordnung von Proben und Stufentreppen gebracht werden konnte. Auf jeder Probenplatte konnten acht Proben mit einem Durchmesser von 4 mm untergebracht werden. Bei diesem Durchmesser der Proben waren mehrere (drei) Densitometermessungen pro Probe möglich. Abbildung 7 zeigt den gesamten Versuchsaufbau.

Um nun zu ermitteln, welche Art und Qualität von Ergebnissen mit diesem Versuchsaufbau möglich waren, wurden nun mehrere Vorversuchsreihen durchgeführt und deren Ergebnisse mit Hilfe des Computers untersucht.

2.3.3. Erste Voruntersuchungen

Für die erste Vorversuchsreihe wurde unmittelbar über dem Probenfilmrahmen eine Bleiblinde angebracht (Durchlaßöffnung 40 auf 50 mm), um die nicht für die Belichtung des Films benötigte Strahlung auszublenken. Die Stufentreppen waren aus Duraluminium (Al Cu Hg Pb F 38 , Din 1769/70 gepreßt) hergestellt worden (Fertigungstoleranz $2 \cdot 10^{-2}$ mm). Als Proben wurden ausgesucht:

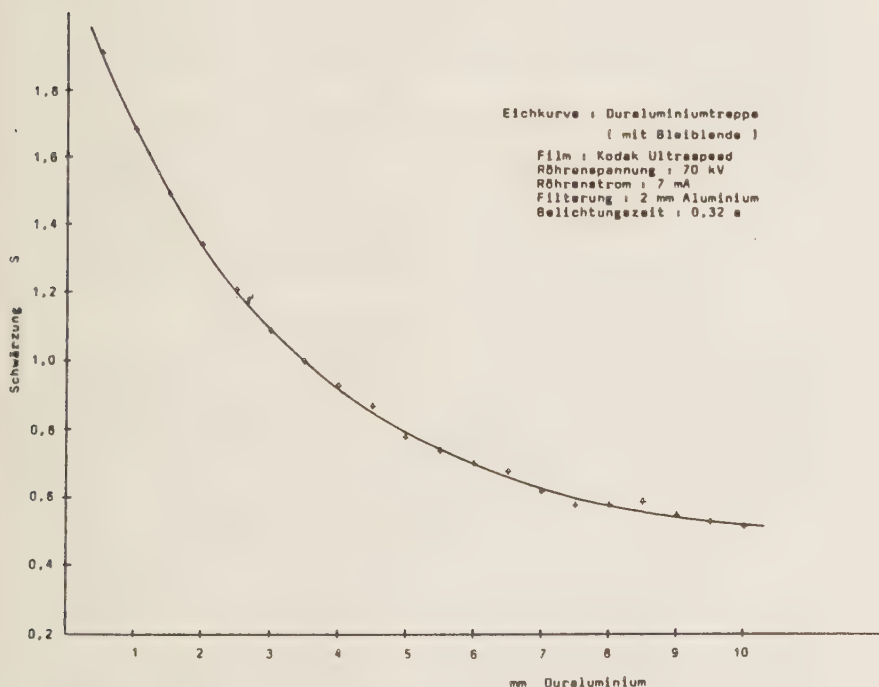
- a) eine fünfte Stufentreppe aus Duraluminium , um die Qualität der Messungen beurteilen zu können
- b) acht Proben Phosphatzement (alle 3 mm stark) in einem Bild, um zu prüfen, ob für alle Probenpositionen dieselben Bedingungen gelten
- c) Proben von Phosphatzement gleicher Stärke in verschiedenen Aufnahmen, um die Unabhängigkeit des Ergebnisses von der Aufnahme zu belegen (gleicher Filmtyp und gleiche Belichtungszeit)
- d) Proben von Phosphatzement und MPC in den Dicken 3 mm , 2 mm und 1 mm

2.3.4. Ergebnisse der Voruntersuchungen

Abbildung 8 zeigt eine Eichkurve, die Schwärzung ist in Abhängigkeit von der Dicke der entsprechenden Aluminiumstufe dargestellt. Aufgetragen sind die Mittelwerte aus den Messungen der vier Stufentreppen einer der Aufnahmen. Die relativ starke Streuung

der Werte im Bereich der Schwärzungswerte für die dickeren Aluminiumstufen ist offensichtlich auf eine störende Streustrahlung durch die Bleibende zurückzuführen, da sie bei späteren Versuchsreihen, bei denen die Bleibende deshalb entfernt worden war, wesentlich geringer war. Ein derartig welliger Kurvenverlauf, dessen Wellenmaxima offensichtlich mit dem "Zeilenwechsel" korreliert sind, trat auch in späteren Eichkurven immer wieder, wenngleich nicht so ausgeprägt, auf. Unter "Zeilenwechsel" sind die Bereiche der Eichkurve zu verstehen, bei denen innerhalb der Stufentreppe bei der oberen der beiden Stufentreppe, aus denen sie zusammengesetzt ist, auf eine neue Stufe übergegangen wird.

ABBILDUNG 8



Die genaue Ursache konnte nicht ermittelt werden. Fest steht nur, daß derartige "Wellen" in der Eichkurve immer dann in Erscheinung traten, wenn sich über der Versuchsanordnung stark absorbierendes Material im oder unmittelbar neben dem für die Belichtung des Films relevanten Strahlengang befand (z.B. die oben erwähnte Bleiblinde oder die bei späteren Messungen verwendete Reinaluminiumtreppe mit einer maximalen Höhe von 20 mm , die ja dann 10 mm über die normale Höhe der Versuchsanordnung (das höchste waren ja sonst die 10 mm Al-Stufen) in den Strahlengang hineinragte.) Der Grund für diese "Wellen" in einigen Eichkurven dürfte also allgemein in Streustrahlungen , ausgelöst durch die eben beschriebenen Anordnungen , zu suchen sein.

Die Meßwerte der vier Stufentreppen wiesen bei 80% der Stufendicken eine Standardabweichung von weniger als 2% des Mittelwertes auf. Bei den restlichen Stufendicken (sie liegen statistisch verteilt) betrug die maximale Standardabweichung 4%. Diese Genauigkeitsangaben gelten für alle Aufnahmen dieser ersten Versuchsreihe.

Alle Eichkurven, sowohl der Voruntersuchungen, als auch die der eigentlichen Versuchsreihe, wurden mit den tatsächlich gemessenen Schwärzungswerten gezeichnet, bzw. dem Computer eingegeben. Es wurde darauf verzichtet einen Schleier- oder Grundschwärzungswert zu ermitteln, da alle Schwärzungsmessungen ja nur vergleichend mit anderen Schwärzungswerten auf derselben Aufnahme verglichen wurden.

Zu a) Wertete man die einzelnen Stufen der fünften, als Probe eingebrachten Stufentreppe, aus, so ergab sich, daß 40% der Werte einen relativen Fehler unter 1%, weitere 40% der Werte einen relativen Fehler unter 2% und nur etwa 20% der Werte einen relativen Fehler zwischen 2 und 4% aufwiesen (bezogen jeweils auf den Mittelwert aus den vier Eichstufentreppen).

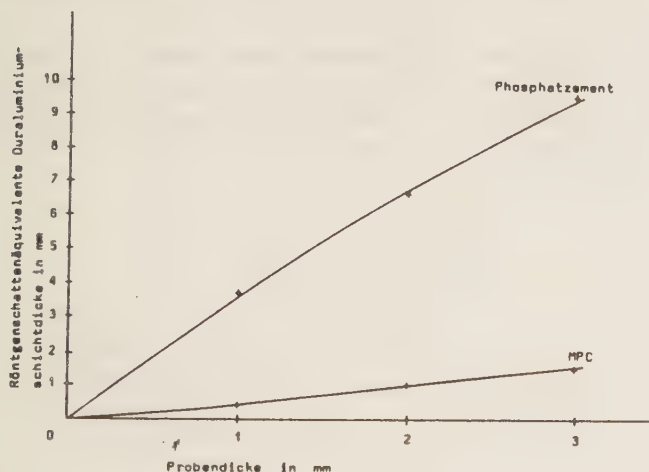
Zu b) Bestimmte man das Aluminiumäquivalent für alle acht der 3 mm dicken Proben Phosphatzement , so ergaben sich Werte von 9,7 bis 10,7 mm Duraluminium, wobei die Proben eine Dickentoleranz von 0,2 mm aufwiesen und hintereinander, nach Empfehlung des Herstellers, angemengt und gestopft worden waren.

Zu c) Auf zwei weiteren Aufnahmen wurden je zwei Proben Phosphatzement gemessen, alle vier Ergebnisse waren fast identisch ;

3 mm Phosphatzement entsprachen zwischen 10,1 und 10,3 mm Duraluminium. Dies wurde als Beweis dafür angesehen, daß das Ergebnis einer solchen "vergleichenden" Röntgenkontrastbestimmung unabhängig von der Aufnahme ist, sofern die äußeren Bedingungen konstant gehalten werden.

Zu d) In verschiedenen Aufnahmen wurden Proben von Phosphatzement und MPC verschiedener Dicke gemessen. Das Ergebnis dieser Messungen zeigt Abbildung 9.

ABBILDUNG 9



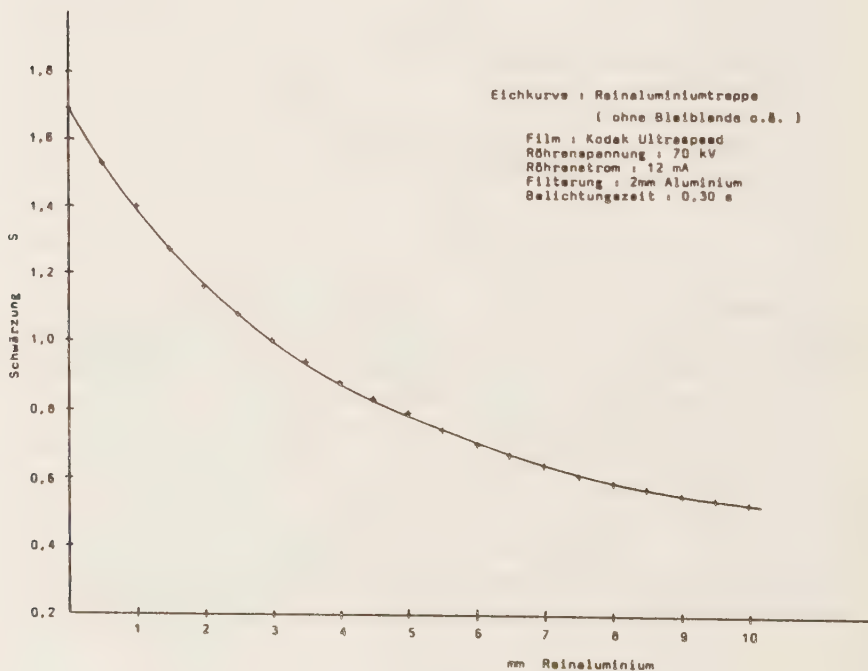
Die Tatsache, daß beide Kurven in Abbildung 9 nahezu eine Gerade darstellen, konnte vorläufig zum Anlaß für die Vermutung genommen werden, daß die Linearität des Zusammenhangs zwischen Probendicke und äquivalenter Aluminiumschichtdicke über den in 2.2.4. so eng eingegrenzten Bereich hinaus Gültigkeit besitzt.

2.3.5. Weiterentwicklung und Verfeinerung des Verfahrens

Das erste Ziel der Weiterentwicklung und Verfeinerung war es, die Qualität der Eichkurven zu verbessern. Durch Entfernen der Blei-

blende nahm die Qualität bereits deutlich zu. Die Auskleidung des Strahlengangs auf den ersten 3 Zentimetern über der Versuchsanordnung mit einem schwach absorbierenden Material wie Plexiglas brachte wieder eine deutliche Verschlechterung, sodaß schließlich auf derartige Strahlenausblendung verzichtet wurde. Die Eichkurven mit Duraluminiumtreppen ohne irgendwelche Blenden o.ä. über der Versuchsanordnung erreichten bereits eine gute Qualität. Da wie erwähnt von den meisten anderen Autoren Reinaluminium als Bezugsmaterial verwendet wurde, wurden nun noch Stufentreppen (mit dem gleichen Aufbau und der selben Fertigungsgegenauigkeit) aus Reinaluminium (Al 99,9) hergestellt. Die Kurve in Abbildung 10 zeigt eine Eichkurve (Mittelwerte aus vier Stufentreppen) einer solchen Reinaluminiumstufentreppe. Die Qualität ist noch etwas besser als bei den Eichkurven der Duraluminiumtreppen. So wurden für die eigentlichen Messungen schließlich Reinaluminiumstufentreppen verwendet.

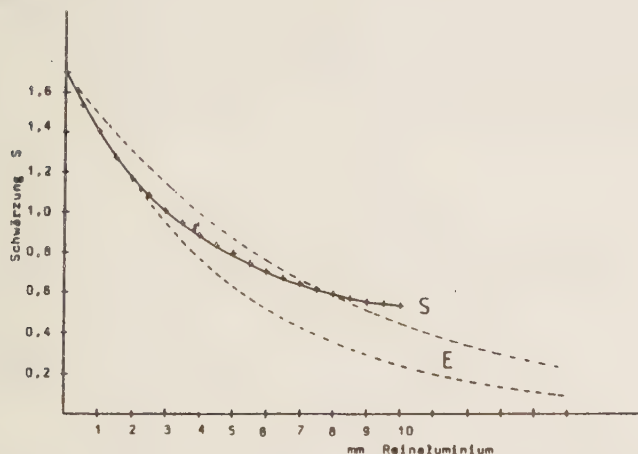
ABBILDUNG 10



2.3.6. Beurteilung der Voruntersuchungsergebnisse

Die in Abbildung 8 und 10 dargestellten Eichkurven zeigen auf den ersten Blick einen scheinbar exponentiellen Verlauf, gemäß der Gleichung 1. Dies kann bei näherer Analyse mittels des Computers jedoch nicht bestätigt werden, wie Abbildung 11 verdeutlicht. Die bestmögliche vom Rechner ermittelte Exponentialfunktion beschreibt den Kurvenverlauf nur unzureichend genau, wie die gestrichelten Kurven (E) zeigen. Die obere Kurve (E) ist eine Optimierung ohne Anfangssteigungsanpassung. Die untere Kurve (E) ist eine Optimierung mit Anfangssteigungsanpassung. Ein solch rein exponentieller Verlauf der Eichkurve, in der ja die Filmschwärzung S direkt in Abhängigkeit von der durchstrahlten Schichtdicke d aufgetragen ist, ist nach dem in 2.2. gesagten auch gar nicht zu erwarten.

ABBILDUNG 11



Für die Abweichung des Kurvenverlaufes von dem eines klassischen Absorptionsvorganges kommen zunächst zwei Gründe in Betracht: durch die "Härtung" der Strahlung beim Durchdringen der dickeren Al-Stufen nimmt zum einen der Absorptionskoeffizient des Aluminiums ab und zum zweiten verringert sich mit dem Verschieben

des Maximums des Röntgenbremsspektrums zu kürzeren Wellenlängen hin die Empfindlichkeit des Films. Da die Werte der Eichkurve zu dickeren Aluminium Stufen hin in Richtung stärkere Schwärzung von der Exponentialfunktion abweichen, scheint der erstere Vorgang zu überwiegen. Des weiteren darf nicht außer acht gelassen werden, daß die Absorptionskante des Silbers (Silberbromid der Filmemulsion I) bei 25,8 keV im Bereich des aufzunehmenden Röntgenbremsspektrums liegt. Eine Funktion zu erstellen, die dem Verlauf einer solchen Eichkurve folgt, ist für das Ergebnis dieser Arbeit ohne Belang. Die Auswertung der Eichkurven in der definitiven Meßreihe wurde durch den Computer mittels einer kubischen Interpolationsformel, bzw. teilweise auch einfach graphisch durchgeführt.

Den Verlauf der Kurven in Abbildung 9 zu beschreiben, war jedoch unerlässlich, wenn nicht nur ein Zusammenhang zwischen Röntgenkontrast und Material, sondern auch zwischen Röntgenkontrast und Dicke der Probe hergestellt werden sollte. Um darüber jedoch eine endgültige Aussage machen zu können, wurde zuerst bei allen, zur Untersuchung anstehenden Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien, der Röntgenkontrast von Proben verschiedener Dicke gemessen.

3. Untersuchung des Röntgenkontrastes der gebräuchlichsten zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien

Nach dem in 2. entwickelten Verfahren wurden nun in dem in 2.3.2. beschriebenen Versuchsaufbau eine ganze Reihe von Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien auf ihren Röntgenkontrast hin untersucht.

3.1. Auflistung der untersuchten Materialien und Herstellung der entsprechenden Proben

3.1.1. Füllungsmaterialien

(1) Metalle:

Auf die Untersuchung der metallischen Füllungsmaterialien Gold und Silberamalgam wurde bewußt verzichtet, da der Röntgenkontrast dieser Materialien, wie aus früheren Arbeiten zu ersehen war, so groß ist, daß ein Bezugsmaterial, wie Aluminium, nicht sinnvoll in Relation gesetzt werden kann. Außerdem ist bekannt, daß Strukturen im Röntgenbild, die durch eine derartige metallische Füllung überlagert sind, in keinem Fall mehr zu erkennen sind. Ebenso herrscht über die Röntgensichtbarkeit dieser Materialien völlige Klarheit.

(2) Selbsthärtende Komposite:

Isopast , Adaptic , Adaptic radiopak , Coltene Brillant

Die Kunststoffe wurden nach den Angaben des Herstellers angemischt und dann in die Aussparungen definierter Tiefe (siehe Versuchsaufbau in 2.3.2.) auf der Probenplatte eingebracht. Der Überstand wurde vor dem Aushärten des Materials durch Aufdrücken eines Deckglases verdrängt.

(3) Lichthärtende Komposite:

Durafill (Farbe G0), Silux (Universal), Uviofill (Farbe G), Coltene Brillant Lux

Nach dem Einbringen des Kunststoffes in die Aussparung auf der Probenplatte und dem Verdrängen des Überstandes wurde das Komposit durch das Deckglas (Plexiglas) hindurch kurz belichtet und angehärtet. Dann wurde das Deckglas wieder entfernt und der

Kunststoff, entsprechend der vom Hersteller für die entsprechende Probendicke angegebenen Belichtungszeit, ausgehärtet.

(4) Glasionomerzement Ketac

Der in der Kapsel angemengte Kunststoff wurde genauso wie die selbsthärtenden Komposite verarbeitet.

Silikatzemente wurden nicht untersucht, da diese Füllungsmaterialien heute fast völlig durch die Komposite verdrängt sind.

3.1.2. Unterfüllungsmaterialien und temporäre Verschlussmaterialien

(1) Aushärtende Calciumhydroxydpräparate:

MPC , Dycal , Reocap , Kerr Life

Die Präparate wurden nach den Angaben des Herstellers angemischt und in die Probenplattenaussparungen eingebracht. Da diese Präparate beim Aushärten einen gewissen Schwund zeigen, wurden die Aussparungen in der Probenplatte überfüllt und der Überstand erst nach dem Aushärten des Materials mit einem geraden Skalpell entfernt, so daß sich die angegebenen Probendicken auf ausgehärtetes Material beziehen.

(2) Dünnpflüssige, stark schwindende Unterfüllungsmaterialien (Lacke und Liner):

Thermelect , Copalite , Cavityliner

Diese Präparate wurden im Interesse der Herstellungsgenauigkeit der Proben in flüssigem Zustand gemessen. Die Aussparungen auf den Probenplatten wurden unmittelbar vor der Aufnahme mit dem Material eben voll gefüllt. Zu beachten ist also bei der Betrachtung der Meßergebnisse bei diesen Materialien, daß sie in der Praxis nur mit einer Schichtstärke von höchstens 0,1 b.z.w. 0,5 mm (Thermelect), in flüssigem Zustand gemessen, aufgetragen werden.

(3) Phosphatzemente:

Bayer Phosphatzement , Duraphos

Beide wurden in einer Konsistenz angerührt, wie sie zur Herstellung einer Unterfüllung bzw. eines provisorischen Kavitätenver-

schlusses verwendet werden. (Wobei sich kleine Nuancen in der Konsistenz nicht auf die Ergebnisse auswirkten). Die Probenplattenaussparungen wurden ebenfalls leicht überfüllt und der Überschuß, bei noch weichem Zustand des Materials, durch horizontales Darüberschieben eines Deckglases abgesichert.

(4) Carboxylatzement Durelon

Das Material wurde wie Phosphatzement verarbeitet.

(5) Zinkoxyd - Nelkenöl :

Hier sollte eigentlich stellvertretend für die ganze Gruppe der stärker röntgenopaken Materialien (ZnO -Nelkenöl, Phosphatzement, Carboxylatzement) , welche Radiopazität bei den einzelnen Materialien zu erwarten war, war je aus der Arbeit von BÖHNER 2 bekannt , geprüft werden, inwieweit der Röntgenkontrast von der Konsistenz beim Anmischen abhängt. ZnO - Nelkenöl wurde also zweimal verschieden angerührt und untersucht. Einmal wurde die Konsistenz so gewählt, als wenn das ZnO - Nelkenöl als provisorischer Befestigungszement eingesetzt würde, und im anderen Fall so, als wenn es als provisorischer Verschuß oder Unterfüllung benutzt würde. In beiden Fällen wurde die Aussparung überfüllt und der Überschuß nach dem Aushärten mit dem Skalpell entfernt.

(6) Calxyl

Bei Calxyl wurde die Aussparung unmittelbar vor der Aufnahme mit aus einer frisch geöffneten Flasche stammendem Präparat randvoll gefüllt.

3.1.3. Proben für Schmelz und Dentin

Zur Untersuchung des Röntgenkontrastes von Schmelz und Dentin wurde eine Probenplatte hergestellt mit je vier Proben in den Stärken 1, 2, 3 und 5 mm, sowohl für Schmelz, als auch für Dentin. Die Proben wurden aus extrahierten Zähnen geschnitten und waren teilweise zusammengesetzt, vor allem die dickeren Schmelzproben. Hier mußten auch Proben von Zähnen verschiedener Patienten verwendet werden, während die Dentinproben aus zwei Zähnen desselben Patienten angefertigt wurden.

3.2. Technische Parameter der Meßaufnahmen

3.2.1. Belichtung der Aufnahmen

Als Film wurde Kodak Ultraspeed benutzt. Alle Filme entstammten der selben Emulsionsnummer und waren alle aus ein- und derselben Packung.

Als Strahlungsquelle diente ein Zahnfilmröntgengerät der Firma: RITTER vom Typ: TRANSDENT S.

Die Röhrenspannung lag bei 70 kV.

Das Gerät hatte eine Gesamtfiltrierung von 2mm Aluminium.

Der Röhrenstrom betrug 12 mA.

Alle Aufnahmen wurden mit dem Langtubus und einer Belichtungszeit von 0.30 s gemacht. Der Röhren - Film - Abstand betrug dabei:

35 cm

3.2.2. Entwicklung der Filme

Alle Filme wurden unmittelbar hintereinander automatisch mit einem Entwicklungsautomaten der Firma: Phillips

vom Typ: Rollomat 810

entwickelt, wobei eine erste Serie von Meßaufnahmen mit einem bereits gebrauchten Entwicklerbad entwickelt wurde und eine zweite, völlig identisch belichtete Serie, mit einem neu angeschetzten Entwickler.

Als Entwicklerbad wurde in beiden Fällen Tetenal Roentoroll verwendet.

3.2.3. Schwärzungsmessung des Films

Die Filmschwärzung in den entsprechenden Feldern des Films wurden mit einem Densitometer vom Typ: L. Y. Parry DT 1105 gemessen. Auf jedem Film wurde die Schwärzung von 104 Feldern bestimmt, nämlich vier mal je 20 Felder der Stufentreppen (Durchmesser eines Feldes 2.0 mal 2.5mm) sowie je drei verschiedene Areale jedes Probenfeldes (Durchmesser eines Probenfeldes 4mm). Der Durchmesser des Meßpunktes des Photometers betrug 1 mm .

3.3. Systematik der Untersuchung

Für jedes zu untersuchende Material wurde je eine Probe mit 1mm, 2mm, 3mm und 5mm Dicke hergestellt. Je acht Proben konnten auf einer Probenplatte untergebracht werden. Auf einer Probenplatte und damit auch auf einem Bild befanden sich jeweils alle 3 Proben zweier Materialien, sowie 2 weitere Proben zweier verschiedener anderer Materialien, so daß die zum Teil verschieden dicken Proben eines Materials auf verschiedenen Bildern aufgenommen und ausgewertet wurden, was die Ergebnisse bei den betreffenden Materialien aber nicht beeinflusste.

Bei den Probenplatten, die nur Proben von schwach röntgenopaken Materialien, wie z.B. Komposite, enthielten, wurden nur vier gleiche Reinaluminiumstufentreppen, jede mit 20 Stufen von 0,5 bis 10 mm, auf der Versuchsanordnung aufgestellt. Bei den Probenplatten, die auch stärker radiopake Materialien enthielten, wurden drei Reinaluminiumtreppen mit je 20 Stufen von 0,5 bis 10 mm und eine Reinaluminiumtreppe mit 20 Stufen von 10,5 bis 20 mm, auf der Versuchsanordnung angebracht.

Der erforderliche Meßbereich in Reinaluminiumäquivalenten war damit für alle zu untersuchenden Materialien abgedeckt.

Alle Aufnahmen wurden zweimal gemacht. Beide Serien wurden verschieden entwickelt. (siehe 3.2.2.)

Es wurden mehr als 100 Proben untersucht. Insgesamt kamen 50 Röntgenbilder mit je 104 Densitometermessungen zur Auswertung. Für die angegebenen Daten wurden also insgesamt 5200 Meßwerte herangezogen.

3.4. Ergebnisse

3.4.1. Röntgenschatteäquivalente Aluminiumschichtdicke der einzelnen Proben

Für jede der Aufnahmen wurde eine Eichkurve erstellt und zwar jeweils auf der Basis der Mittelwerte aus den vier Stufentreppen, die auf ihr abgebildet waren. Für die Bilder, bei denen auch Reinaluminiumäquivalente über 10 mm erforderlich waren und deshalb eine Stufentreppe mit Dicken von 10,5 bis 20 mm als vierte Stufentreppe mitaufgenommen wurde, waren die Referenzwerte für die Eichkurve, die über 10 mm Reinaluminium lagen, Einzelwerte, während die Werte bis 10 mm Mittelwerte aus drei Stufentreppen waren. Alle Eichkurven entsprachen der Glätte der in Abbildung 9 dargestellten Kurve.

Soweit für die Auswertung der Meßergebnisse der Computer benutzt wurde, wurden den zwischen den Eichpunkten liegenden Meßwerten mittels einer kubischen Interpolationsformel eine röntgenschatteäquivalente Aluminiumschichtdicke zugeordnet.

Die so erhaltenen Ergebnisse enthält die Tabelle 1. In Abbildung 12 sind die Ergebnisse graphisch dargestellt. In der Kurve ist die röntgenschatteäquivalente Aluminiumschichtdicke in mm Reinaluminium eines Materials in Abhängigkeit von der Probendicke in mm aufgetragen, wobei zu beachten ist, daß der vertikale Maßstab (röntgenschatteäquivalente Aluminiumschichtdicke) halb so groß gewählt ist wie der Maßstab der Ordinate.

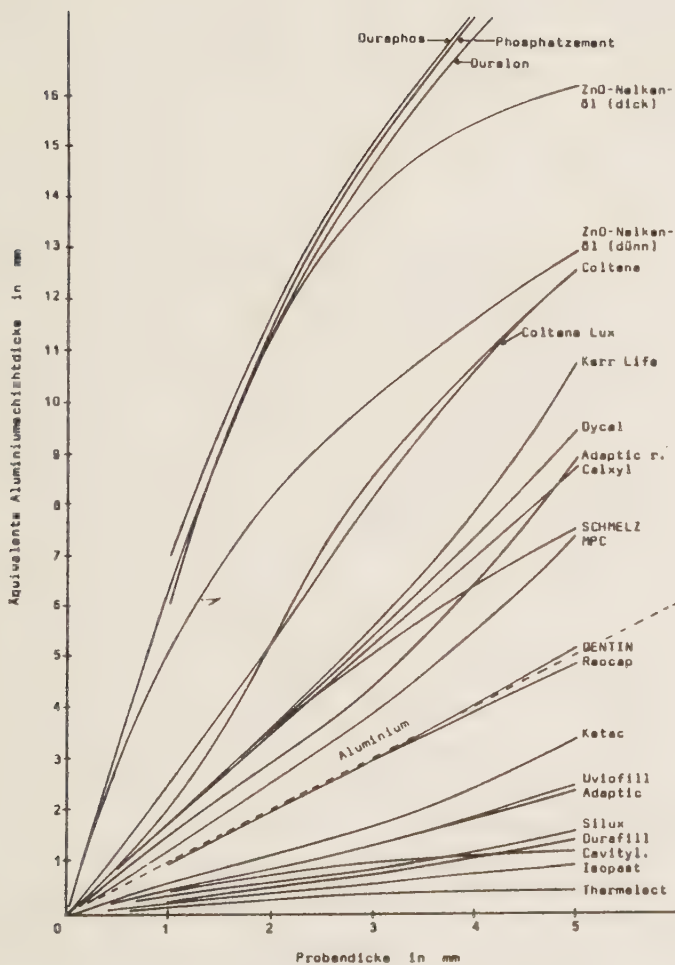
TABELLE 1 Röntgenschattenäquivalente Aluminiumschichtdicke in mm
Reinaluminium

Material	Probendicke			
	1mm	2mm	3mm	5mm
Copalite(in flüssigem Zustand)	kein Röntgenkontrast meßbar			
Thermelect(in flüssigem Zustand)	0,15	0,25	0,35	0,45
Isopast (Farbe 20)	0,25	0,45	0,6	1,25
Durafill (Farbe G0)	0,25	0,5	0,7	1,4
Silux (Universal)	0,35	0,6	0,85	1,6
Cavityliner	0,45	0,75	0,95	1,2
Adaptic	0,45	0,85	1,3	2,4
Uviofill (Farbe G)	0,5	0,9	1,3	2,5
Ketac	0,60	1,15	1,7	3,4
Reocap	0,95	1,9	2,95	4,95
D E N T I N	1,0	1,9	2,9	5,1
MPC	1,25	2,55	3,85	7,4
Adaptic radiopak	1,5	2,95	4,2	9,0
Calxyl	1,7	3,3	5,35	8,8
Kerr Life	1,75	3,6	5,55	10,8
S C H M E L Z	1,8	3,6	4,9	7,55
Dycal	1,8	3,6	5,3	9,5

Fortsetzung TABELLE 1

Material	Probendicke			
	1mm	2mm	3mm	5mm
Coltene Brillant	2,05	5,25	8,6	12,6
Coltene Brillant Lux	2,55	5,25	8,3	12,6
ZnO - Nelkenöl (dünn)	5,1	8,2	9,95	13,0
ZnO - Nelkenöl (dick)	6,4	11,4	14,4	16,3
Phosphatzement (Bayer)	6,1	11,5	15,0	>20
Carboxylatzement (Durelon)	6,4	11,2	14,8	>20
Duraphos	6,7	11,8	15,5	>20

ABBILDUNG 12



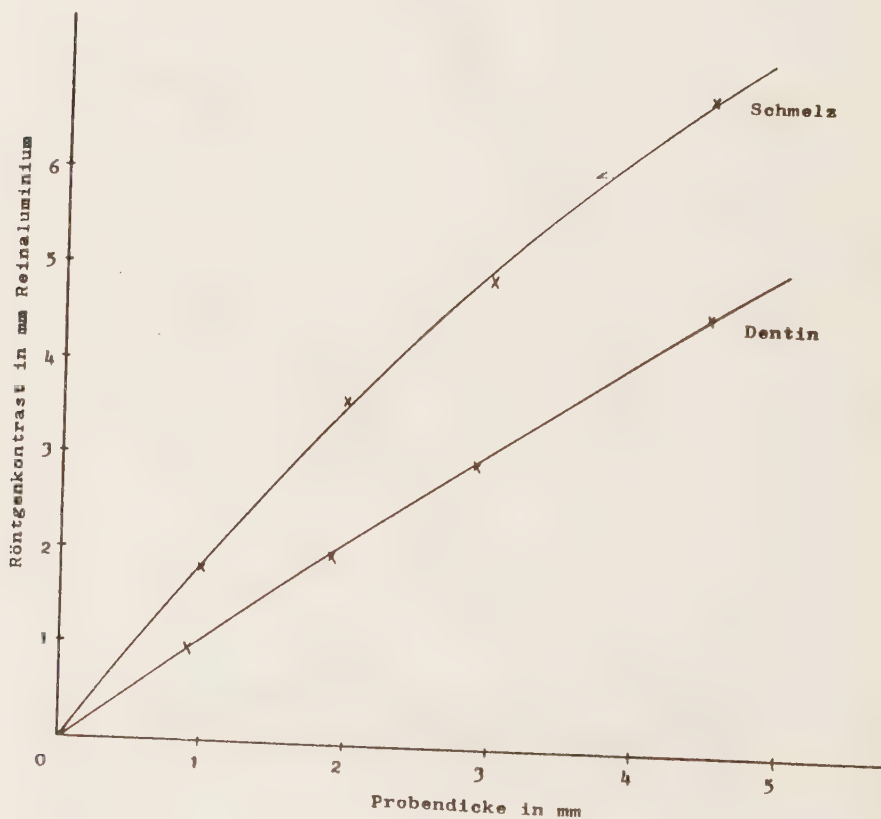
3.4.2. Der Röntgenkontrast von Schmelz und Dentin

Die Werte für die einzelnen Proben sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Die Abhängigkeit des Röntgenkontrastes von der Dicke ist für Schmelz und Dentin in Abbildung 13 nochmals gesondert in einem geeigneten Maßstab dargestellt.

Die Diskussion dieser Kurven erfolgt, ebenso wie von Abbildung 12, unter 3.5.2. .

ABBILDUNG 13



3.4.3. Fehlerrechnung

Der Fehler, der sich bei einer derartigen Bestimmung des Röntgenkontrastes eines Materials in Abhängigkeit von seiner Dicke ergeben kann, setzt sich insgesamt aus einer Vielzahl von unabhängigen Einzelfehlern zusammen:

1. Herstellung der Proben
2. Herstellung des Vergleichsmaßstabes (Aluminiumstufentreppen)
3. Versuchsanordnung (Streustrahlungen u.ä.)
4. Filmemulsion
5. Belichtung des Films (z. B. Unregelmäßigkeiten des Strahlungsfeldes)
6. Entwicklung des Films
7. Schwärzungsmessung mittels des Photometers

Zu 1. Bei der Herstellung der Proben kann nur der die Probendicke, bzw. die Dicke des Plexiglasses unter der Probe betreffende Fehler genau erfaßt und angegeben werden. Das unter der Probe verbleibende Plexiglas war auf 0- 0,05 mm genau immer 1,5 mm stark, ebenso wie unter den Aluminiumtreppen. Wegen des sehr geringen Röntgenkontrastes des Plexiglasses (ca. 0,1 mm Reinaluminium für 1 mm Plexiglas) kann dieser Fehler vernachlässigt werden. Bei der kleinsten gemessenen röntgenschaten-äquivalenten Aluminiumschichtdicke von 0,2 mm betrüge der relative Fehler gerade 1,5 %, bei allen anderen Messungen liegt er unter 1%.

Bei der Dicke der Probe selbst muß ein absoluter Fehler von 0,075 mm als realistisch angesehen werden, viel genauer ist eine solche Probe nur unter ungleich höherem Aufwand herzustellen. Dies entspricht bei einer Probenstärke von 1 bis 5 mm einem relativen Fehler von 2 bis 7,5 % .

Ein weiterer Fehler bei der Herstellung der Proben von mehrkomponentigen Materialien ist das Mischungsverhältnis der Komponenten, soweit diese eine verschiedene Röntgenopazität besitzen. Dieser Fehler kann nicht genau angegeben werden, da die genaue Zusammensetzung der Komponenten bei den meisten Materialien nicht bekannt war. Auf jeden Fall gab das Wissen um diesen Fehler dazu Anlaß, die Werte für die relativen Fehler bei den dünneren Proben auf 10% und bei den dickeren auf 5% aufzurunden.

Zu 2. Die Reinaluminiumtreppen waren aus vorgefertigten Blechen der Stärke 0,5 bzw. 2 mm hergestellt. Da diese Bleche nur eine Dickentoleranz von 0- 0,02 mm aufwiesen, betrug der relative Fehler bei der kleinsten Aluminiumstufe (0,5 mm) 4% , ab einer Aluminiumschichtdicke von 2,5 mm lag der relative Fehler unter 1% und konnte damit vernachlässigt werden. Der relative Fehler, der durch die Herstellung der Aluminiumtreppen bedingt ist, mußte somit bis 0,5 mm Aluminiumäquivalent mit 4% , bis 1 mm mit 2% und bis 2 mm mit 1% berücksichtigt werden.

Zu 3. Der durch die Versuchsanordnung bedingte Fehler, d.h. die durch Streustrahlungen, wie sie durch Blenden o.ä. (siehe dazu auch 2.3.3.) bedingt wurden, kann nicht exakt angegeben werden und wird nach den Erfahrungen aus der Entwicklung des Verfahrens auf ca. 3% geschätzt. Dieser Wert bezieht sich aber nur auf die geringen Veränderungen des Versuchsaufbaus während der Meßreihe, nämlich das Austauschen der Probenplatten sowie das Anbringen eines zusätzlichen Reinaluminiumwürfels mit der Kantenlänge 10 mm auf einer der Stufentreppen zur Herstellung des Vergleichsmaßstabes für stark röntgenopake Materialien. (siehe 3.3) Wenn die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse in diesem Punkt der Fehlerrechnung gewährleistet sein soll, muß der Versuchsaufbau dem in 2.3.2. beschriebenen entsprechen.

Zu 4. und 5. und 6. Die Fehler aus Filmemulsion, Unregelmäßigkeit des Beleuchtungsfeldes und Entwicklung des Films bilden eine Einheit. Alle drei führen zu Schwärzungsvariationen auf dem Film. Diese Schwärzungsvariationen werden durch das Ausmitteln der Ergebnisse aller vier Stufentreppen weitgehend ausgeglichen, sodaß daraus höchstens noch ein Fehler von 2,5% (bezogen auf die Reinaluminiumschichtdicke) zu erwarten ist.

Zu 7. Bei der Schwärzungsmessung auf dem Photometer (es wurde die Schwärzung ja nicht absolut, sondern nur relativ gemessen) betrug der absolute Fehler bis zur Schwärzung 0,8 nicht mehr als 0- 0,01 für den übrigen Bereich (bis Schwärzung 2) nicht mehr als 0- 0,02. Bezogen auf die durch die Schwärzung repräsentierte Aluminiumschichtdicke ergibt dies einen relativen Fehler von nicht einmal 1%. D.h. durch die Schwärzungsmessung wird kein nennenswerter Fehler verursacht.

Zusammenfassung: Die relativen Fehler aus der Herstellung der Proben (5 bzw. 10%) beziehen sich auf die Dicke der Proben. Wenn also die Dicke einer Probe in den Ergebnissen mit 1 mm angegeben ist, so kann sie zwischen 0,9 und 1,1 mm dick sein. Eine Probe von 2 mm und mehr besitzt eine Genauigkeit von 0- 0,1 mm . Überträgt man diese Fehler auf die Ergebnisse in mm Reinaluminium so liegt der relative Fehler für 1 mm Proben nicht höher als 12% , für 2 mm Proben nicht höher als 8% und für Probendicken von 3 mm und mehr bei maximal 5%. Addiert man dazu noch die Fehler aus 3. bis 6., so erhält man folgende relative Fehlerwerte bezogen auf die Ergebnisse in mm Reinaluminium in Abhängigkeit von der Probenstärke:

TABELLE 2

Probenstärke:	1mm	2mm	3mm	5mm
Fehler aus der Probenherstellung:	12%	8%	5%	5%
Fehler aus der Versuchsanordnung :	3%	3%	3%	3%
Fehler aus der Schwärzungsvariation des Filma:	2,5%	2,5%	2,5%	2,5%
Summe	17,5%	13,5%	10,5%	10,5%

Zu diesen relativen Fehlern in Abhängigkeit von der Probendicke müssen nun noch die relativen Fehler aus 2., sie sind abhängig vom Absolutwert des Ergebnisses, hinzugerechnet werden. Dieser Fehler beträgt bei Ergebnissen bis 0,5 mm Aluminiumäquivalent 4%, bis 1mm Alu 2% und bis 2mm Alu 1% . Bei Aluminiumäquivalentwerten über 2mm kann dieser Fehler vernachlässigt werden.

3.5. Abhängigkeit der Ergebnisse von Röhrenspannung und Film

Die Abhängigkeit der Ergebnisse von der Röhrenspannung und vom verwendeten Film mußte schon allein deshalb untersucht werden, damit beurteilt werden konnte inwieweit die Ergebnisse Allgemeingültigkeit besitzen, bzw. ob sie nur bei Aufrechterhaltung der angegebenen Versuchsbedingungen reproduzierbar sind.

3.5.1. Abhängigkeit der Ergebnisse von der Röhrenspannung

Um diese Abhängigkeit zu untersuchen, wurde eine Probenplatte mit je drei Proben eines wenig radiopaken und eines stark radiopaken Materials mit wechselnden Röhrenspannungen aufgenommen. Bei der zweiten Probenplatte wurden zwei Materialien ausgewählt, die einen für ihre " Gruppe " typischen Kurvenverlauf in Abbildung 12 zeigen.

Diese Probenplatte wurde nun mit einem Röntgengerät mit regelbarer Spannung mit 50, 60, 70, und 80 kV aufgenommen. Da ein derartig breites Spannungsspektrum mit keinem Zahnfilmgerät abgedeckt werden konnte, wurden diese Aufnahmen mit einem Fernröntgengerät der Firma Siemens (Typ: Tridorus) hergestellt. Ein Wechsel der Strahlungsquelle innerhalb dieser Versuchsreihe (beispielsweise durch Benutzung verschiedener Zahnfilmgeräte mit jeweils verschiedener fester Spannung) wäre nicht günstig gewesen, da dadurch nicht nur die Spannung sondern unvermeidbarer Weise auch die Randbedingungen, wie etwa die Filterung, verändert worden wären.

Während aller vier Aufnahmen wurde das Produkt aus Röntgenstrom und Belichtungszeit konstant gehalten. (0,32 mAs).

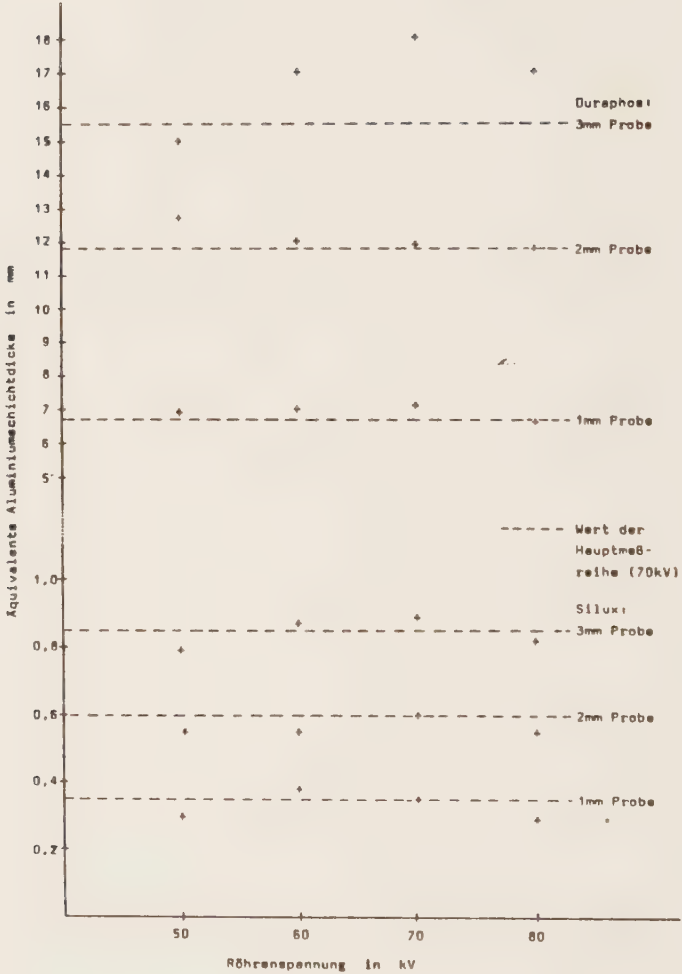
Die vier Aufnahmen wurden, wie unter 2.3. beschrieben ausgewertet und die röntgenschatteäquivalenten Reinaluminiumschichtdicken für die einzelnen Proben wurden ermittelt.

Das Ergebnis zeigt Abbildung 14. Für jede der drei Proben der beiden verwendeten Materialien (Silux und Duraphos) sind die Abweichungen vom in der Hauptmeßreihe bei 70 kV ermittelten Wert bei der jeweiligen Röhrenspannung zu sehen. Bei fast allen der sechs untersuchten Proben ergibt sich ein Maximum für die Aluminiumäquivalente bei einer Spannung von 70 kV, während die Werte

bei 50 und 80 kV die Minima darstellen. Daß die 70 kV Werte nicht immer die Werte der Hauptmeßreihe treffen, dürfte hauptsächlich in der unterschiedlichen Filterung der beiden Strahlungsquellen liegen. Alle Werte, mit Ausnahme des 70 kV Wertes für 3 mm Duraphos, liegen innerhalb der in 3.4.3. angegebenen Fehlerbreiten. Es kann also festgestellt werden, daß eine Veränderung der Strahlungsqualität, sofern sie sich innerhalb des für Zahnfilme üblichen Spannungsbereiches bewegt, die Meßergebnisse nur unerheblich beeinflusst. Am größten ist diese Beeinflussung bei stark absorbierenden Proben (z.B. 3mm Duraphos).

Daß die Untersuchungsergebnisse nur in geringem Umfang von der Röhrenspannung abhängig sind, kann auch durch folgenden, in 2.2.4. bereits angeschnittenen Zusammenhang, erklärt werden. Das eigentliche Entstehen des Röntgenbildes spielt sich vorwiegend bei den niederen Spannungen (unter 50 kV) ab, und zwar aus zwei Gründen. Zum ersten wird der Film durch niederenergetische Strahlung wesentlich stärker geschwärzt als durch hochenergetische und zum zweiten ist auch die Absorption, durch die ja erst das " Bild " als solches entsteht, bei niederen Spannungen viel größer.

ABBILDUNG 14



3.5.2. Abhängigkeit der Ergebnisse vom verwendeten Film

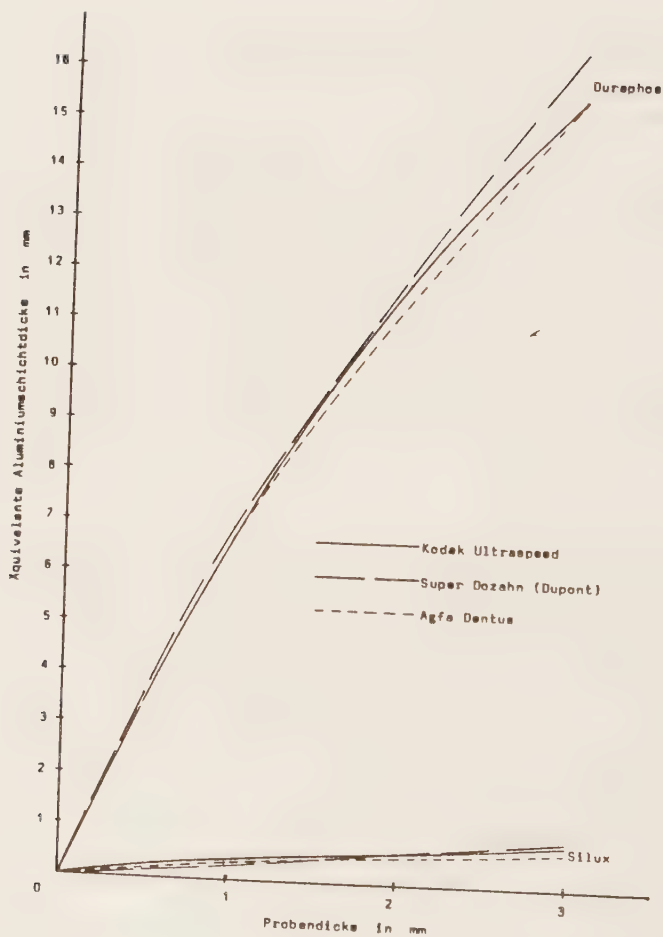
Von derselben Probenplatte wurde nun mit 70 kV und 2mm Aluminiumfilterung (Röntgengerät wie in 3.2.) mit drei verschiedenen Filmen (Kodak Ultraspeed, Agfa Dentus, und Super Dozahn) je eine Aufnahme gemacht.

In Abbildung 15 wurden die mit den verschiedenen Filmen ermittelten Werte für Duraphos und Silux ebenso wie in Abbildung 12 aufgetragen.

Auch die mit unterschiedlichen Filmen meßbaren Werte lagen fast alle innerhalb der Fehlerbreite. Allerdings mußte festgestellt werden, daß sich der qualitative Kurvenverlauf im Sinne der Abbildung 12 bei Verwendung eines anderen Films durchaus erheblich verändern kann, wie für den Kunststoff Silux ersichtlich. Während die mit dem Agfa dentus ermittelte Kurve sowohl qualitativ als auch quantitativ weitgehend mit der Kodak Ultraspeed - Kurve übereinstimmt, zeigt die mit dem Super Dozahn ermittelte Kurve einen wesentlich geradlinigeren Verlauf. Auch für das Material Duraphos ist die Super Dozahn - Kurve nicht so stark rechtsgekrümmt wie die mit den beiden anderen Filmen gemessenen Kurven.

Zur Abhängigkeit der Ergebnisse von Röhrenspannung und Film kann also allgemein folgendes festgestellt werden: sowohl die Wahl einer anderen Röhrenspannung, als auch die Wahl eines anderen Films, (ähnlicher Qualität und Empfindlichkeit) haben keinen entscheidenden Einfluß auf die Meßergebnisse. Da dies jedoch nur anhand von zwei Stichproben untersucht wurde, sind größere Abweichungen bei bestimmten Materialien möglich, wenngleich nicht sehr wahrscheinlich.

In diesem Rahmen können die Meßergebnisse durchaus als allgemein-gültig angesehen werden.



3.6. Mathematische Betrachtung und Wertung der Ergebnisse

3.6.1. Mögliche mathematische Modelle für die Abhängigkeit des Röntgenkontrastes (dargestellt durch die röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke) eines Materials in Abhängigkeit von seiner Dicke

Betrachtet man die Kurvenverläufe in Abbildung 12 , so scheint die Gerade zur Beschreibung des erwähnten Zusammenhanges für die meisten der Materialien, vor allem die weniger radiopaken, nicht ungeeignet, vor allem , wenn man die Fehlerbreite, mit der die Werte für diese Materialien ermittelt wurden, beachtet. Es wäre also möglich, nach der einfachen Formel:

$$(6) \quad A = k \cdot d$$

A : röntgenschatenäquivalente
Aluminiumschichtdicke

für jede Dicke d des Materials zwischen 1 und 5 mm die röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke mit einer entsprechenden Fehlerbreite anzugeben.

Ein derartiger linearer Zusammenhang kann ja speziell für die weniger radiopaken Materialien (mit Bestandteilen mit kleiner Ordnungszahl) auch physikalisch hergeleitet werden (siehe 2.2.4.). Auf die Grenzen der Gültigkeit der Ableitung in 2.2.4. wird im folgenden noch hingewiesen.

Der Zusammenhang zwischen Dicke und Röntgenkontrast wäre damit mit nur einem Parameter k beschrieben, womit es auch möglich wäre, durch Addition der Aluminiumäquivalente den Röntgenkontrast einer zusammengesetzten Probe zu berechnen.

Mittels des Computers wurde nun für alle untersuchten Materialien der Wert k (die Steigung der Geraden im A - d - Diagramm) so berechnet, daß die relativen Abweichungen zu den Meßwerten so gering wie möglich waren.

Tabelle 3 gibt diesen k Wert für alle Materialien an. Zudem wird jeweils der maximale relative Fehler und die zugehörige Proben- dicke angegeben.

TABELLE 3 Röntgenkontrastparameter k

Material	k	maximaler rel. Fehler	bei einer Dicke von
Thermelect (in flüssigem Zustand)	0,112	25,0%	1mm
<u>Ispast</u> (Farbe 20)	0,227	13,6%	3mm
<u>Durafill</u> (Farbe G0)	0,251	10,3%	5mm
<u>Silux</u> (Universal I	0,309	11,6%	1mm
Cavityliner	0,310	31,1%	1mm
<u>Adaptic</u>	0,445	7,3%	5mm
<u>Uviofill</u> (Farbe G)	0,467	7,8%	3mm
Ketac *	0,599	11,8%	5mm
<u>Reocap</u>	0,968	2,3%	5mm
<u>D E N T I N</u>	0,983	3,7%	5mm
MPC *	1,31	11,4%	5mm
Adaptic radiopak *	1,52	15,7%	5mm
<u>S C H M E L Z</u>	1,67	10,4%	5mm
<u>Calxyl</u>	1,72	4,3%	2mm
<u>Dycal</u>	1,81	4,5%	5mm
Kerr Life *	1,87	13,6%	5mm

Fortsetzung TABELLE 3

Material	k	maximaler rel. Fehler	bei einer Dicke von
Coltene Brillant *	2,44	18,9%	1mm
<u>Coltene Brillant Lux</u>	2,61	5,7%	3mm
ZnO - Nelkenöl (dünn)	3,34	34,4%	1mm
ZnO - Nelkenöl (dick)	4,39	34,8%	5mm
Phosphatzement (Bayer) *	5,54	10,8%	3mm
Carboxylatzement * ('Duralon ')	5,52	13,8%	1mm
Duraphos *	5,79	13,6%	1mm

Setzt man als Limit für den relativen Fehler die Fehlerbreite aus 3.4.3. so bleiben elf der dreißig Materialien, für die der lineare Zusammenhang zwischen Probendicke und röntgenschat-tenäquivalenter Aluminiumschichtdicke als näherungsweise gültig angesehen werden kann (unterstrichene Materialnamen). Erhöht man das Limit auf das 1,5fache der Fehlerbreite so ist die Formel 6 , wenngleich nur mehr mit grober Näherung, für weitere acht Materialien gültig (Materialnamen mit *).

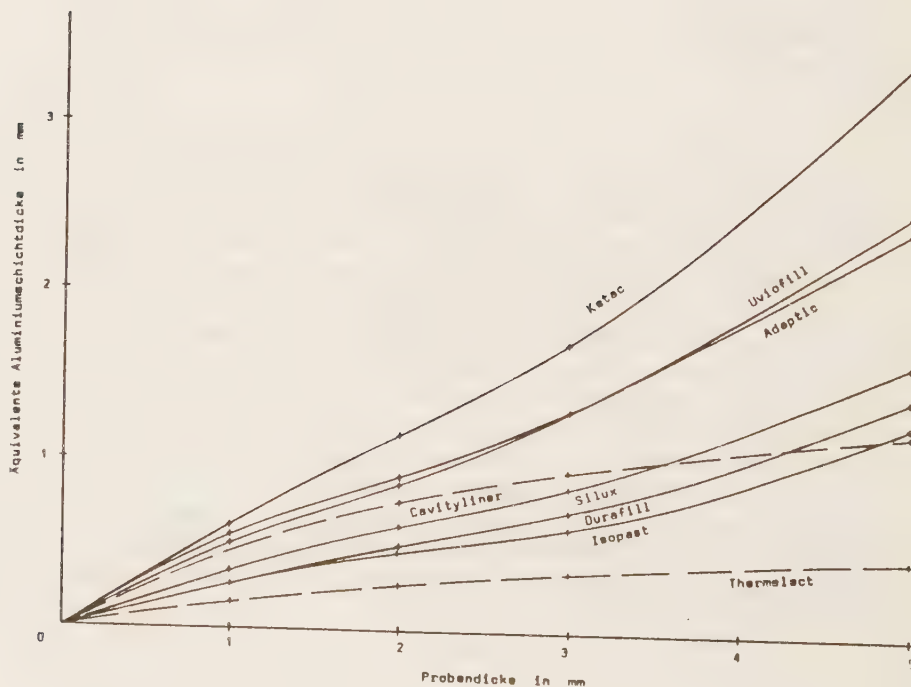
Für die vier verbleibenden Materialien: Thermalect, Cavityliner und ZnO - Nelkenöl in beiden Konsistenzen kann der Röntgenkon-
trast, selbst unter Inkaufnahme der 1,5fachen Fehlerbreite, nicht durch einen Parameter k angegeben werden.

Diese Tatsache, sowie auch die schlechte Annäherung der Meßpunkte an eine Gerade für die Hälfte der anderen Materialien, machen eine eingehendere Beschäftigung mit den Kurvenverläufen in Abbildung 12 notwendig.

Zur besseren Beurteilung der Kurven ist der Bereich der weniger radiopaken Materialien (bis $k=2$) in Abbildung 16 und 17 nochmals in günstigerem Maßstab dargestellt. In beiden Abbildungen ist wiederum die äquivalente Aluminiumschichtdicke gegen die Probendicke aufgetragen.

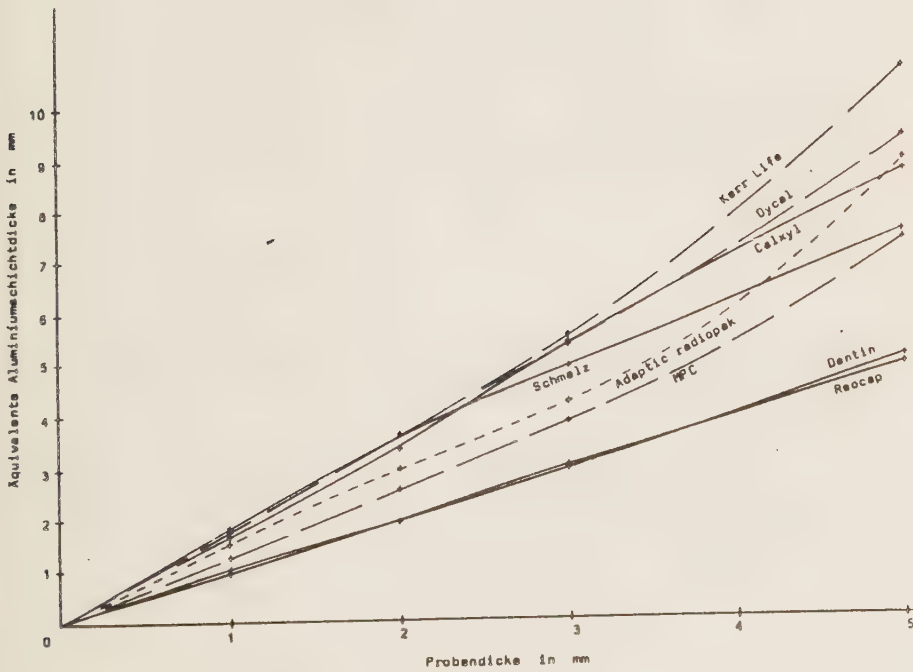
In Abbildung 16 lassen sich deutlich zwei grundsätzlich verschiedene Kurvenverläufe erkennen. Die Kurven der beiden Liner: Cavityliner und Thermelect (unterbrochene Kurven) verlaufen rechtsgekrümmt und ohne Wendepunkt.

ABBILDUNG 16



Die Kurven der Komposite verlaufen zunächst auch leicht rechtsgekrümmt, weisen aber nach einem Wendepunkt in der Gegend von 2mm Probendicke eine deutliche Linkskrümmung auf. In Abbildung 17 unterscheiden sich die mäßig linksgekrümmten ohne Wendepunkt verlaufenden Kurven der erhärtenden Calciumhydroxydpräparate (unterbrochene Kurven) deutlich von den nahezu gerade bis leicht rechtsgekrümmt verlaufenden Kurven von Schmelz, Dentin, Calxyl und Reocap. Das Komposit AdapTic radiopak (gestrichelte Kurve) zeigt den auch für die Komposite in Abbildung 16 typischen Verlauf.

ABBILDUNG 17



Die stärker radiopaken Komposite der Firma Coltene (siehe Abb.12) zeigen beide in verschieden starker Ausprägung einen zunächst links- und im Bereich über 2mm Probendicke dann rechtsgekrümmten Verlauf. Alle stark radiopaken Materialien ($k > 3,5$) zeigen einen deutlich rechtsgekrümmten Verlauf ohne Wendepunkt (siehe ebenfalls Abb. 12).

Beschränkt man sich zunächst darauf, den Zusammenhang zwischen Probendicke und Aluminiumäquivalent durch ein mathematisches Modell mit nur zwei Parametern k_1 und k_2 zu beschreiben, so kommen zunächst folgende drei Modelle in Betracht:

1. Eine exponentielle Form: $A = k_1 \cdot (1 - e^{-k_2 \cdot d})$

2. Eine progressive Form: $A = k_1 \cdot d^{k_2}$

3. Ein Polynom 2. Grades: $A = k_1 \cdot d + k_2 \cdot d^2$

Bei der Durchrechnung der Modelle mit Hilfe des Computers stellte sich heraus, daß das Polynommodell am besten zur Anpassung an die Ergebniskurven geeignet ist, wobei zu beachten ist, daß eine Kurve mit Wendepunkt mit einem Polynom 2. Grades nicht exakt beschrieben werden kann. Dennoch lassen sich nach diesem Modell für fast alle der untersuchten Materialien die Parameter k_1 und k_2 so berechnen, daß die Abweichungen zu den Meßergebnissen innerhalb der Fehlerbreite liegen. Mit der Formel:

$$(7) \quad A = k_1 \cdot d + k_2 \cdot d^2$$

A : röntgenschatenäquivalente
Aluminiumschichtdicke

läßt sich also mit geringer Fehlerbreite für jede Materialstärke bis zu 5mm die röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke angeben.

Auch für dieses Modell wurden nun die optimalen Parameter k_1 und k_2 mit dem Computer errechnet. Die Berechnung der Parameter wurde, ebenso wie bereits die Berechnung des Parameters k , über eine Minimierung der Summe der relativen Fehler durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 aufgelistet.

TABELLE 4 Röntgenkontrastparameter k_1 und k_2

Material	k_1	k_2	max. rel. Fehler	bei einer Dicke von
Thermalect (in flüssigem Zustand)	0,158	-0,0137	4,3%	2mm
Isopest (Farbe 20) *	0,226	0,00032	13,7%	3mm
Durafill (Farbe G0)	0,234	0,00644	8,6%	3mm
Silux (Universal)	0,322	-0,0043	9,3%	1mm
Cavityliner	0,477	-0,0484	4,8%	3mm
Adaptic	0,421	0,00907	4,4%	1mm
Uviofill (Farbe G)	0,461	0,00236	7,9%	3mm
Ketac	0,548	0,0198	7,1%	3mm
Reocap	0,937	0,0113	1,3%	3mm
D E N T I N	0,960	0,0085	3,2%	1mm
MPC	1,168	0,0554	4,0%	3mm
Adaptic radiopak	1,347	0,0662	10,4%	3mm
Kerr Life	1,613	0,0999	3,4%	3mm
Calxyl	1,660	0,0224	3,3%	2mm
Dycal	1,750	0,0239	3,1%	3mm
S C H M E L Z	1,902	-0,0791	3,1%	2mm

Fortsetzung TABELLE 4

Material	k_1	k_2	max. rel. Fehler	bei einer Dicke von
Coltene Brillant *	2,144	0,116	13,1%	3mm
Coltene Brillant Lux	2,634	-0,0090	5,8%	3mm
ZnO - Nelkenöl (dünn)	5,249	-0,5485	8,6%	3mm
ZnO - Nelkenöl (dick)	7,219	-0,7926	1,2%	2mm
Phosphatzement (Bayer)	6,739	-0,5626	2,4%	2mm
Carboxylatzement (Durelon)	7,099	-0,7275	0,8%	2mm
Durephos	7.450	-0,7638	0,4%	3mm

Nur bei zwei der dreißundzwanzig untersuchten Materialien, nämlich den Kompositen Isopast und Coltene Brillant weicht das Polynom 2. Grades um mehr als die Fehlerbreite, wie sie in 3.4.3. für die Messungen angegeben ist, von den Meßwerten ab.

Aber auch die Fehlerwerte bei den anderen Kunststoffen liegen noch zu hoch (größer 4%), als daß man von einer genauen Beschreibung des Sachverhaltes durch Gleichung 7 sprechen könnte. Erst eine Beschreibung durch ein Polynom 3. Grades mit drei Parametern k_1 , k_2 und k_3 würde diese Genauigkeit wesentlich erhöhen.

3.6.2. Qualitative Begründungen für die aufgezeigten Zusammenhänge

Aus Tabelle 3 ist ersichtlich, daß es Materialien mit positivem und negativem Parameter k_2 gibt (entsprechend einer Links- bzw. Rechtskrümmung der Kurve in Abb. 12) und zwar sowohl unter den Materialien die weniger röntgenopak sind als das Aluminium, als auch unter denen, die radiopaker sind. Es gibt also Materialien, deren Röntgenkontrast im Verhältnis zum Aluminium im Laufe der Durchstrahlung (mit steigender Dicke) zunimmt, d.h. die radiopaker werden, und welche, bei denen das Gegenteil der Fall ist.

Neben den auffallend charakteristischen Kurvenverläufen der Komposite, soll hier auch das Verhalten der erhärtenden Calciumhydroxydpräparate, sowie der stark radiopaken Unterfüllungs- bzw. temporären Verschlußmaterialien diskutiert werden.

Der typische Kurvenverlauf der Komposite (bis $k=1,6$) setzt sich vermutlich aus zwei Materialkomponenten zusammen. Der insgesamt und vor allem für Dicken über 2mm linksgekrümmte Verlauf ist durch die organischen Bestandteile zu erklären. Der Massenschwächungskoeffizient des Kohlenstoffs in dieser Verbindung nimmt in Richtung höherer Quantenenergie der Strahlung weniger stark ab als der des Aluminiums (siehe Abb. 1), was zur Folge hat, daß mit zunehmender Probendicke und damit zunehmender Härtung der Strahlung die Absorptionsfähigkeit des Aluminiums stärker abnimmt als die des Methacrylates, der Kunststoff wird also im Verhältnis zum Aluminium immer radiopaker.

Der unter einer Dicke von 2mm zunächst rechtsgekrümmte Verlauf muß durch einen Bestandteil des Komposites verursacht sein, dessen Ordnungszahl Z höher als 13 (Aluminium) liegt, denn nur dadurch lassen sich die eben erläuterten Verhältnisse umkehren und das Komposit kann mit zunehmender Dicke im Verhältnis zum Aluminium weniger radiopak werden. Hierfür kommen einerseits Bestandteile des Glases (Silicium) oder speziell zur Steigerung des Röntgenkontrastes zugegebene Schwermetallverbindungen in Frage. Diese Schwermetalle, wie etwa Zirkon und Barium haben genau in dem Bereich des Spektrums Absorptionskanten, in dem sich die Härtung der Strahlung abspielt. Dadurch könnte verursacht sein, daß der Röntgenkontrast des Komposits zunächst gegenüber

dem Aluminium abnimmt, ab einer bestimmten Härtung der Strahlung (Intensitätsmaximum auf der kurzwelligen Seite der Absorptionskante) dann genau der umgekehrte Effekt eintritt.

Bei den Calciumhydroxydpräparaten, ZnO - Nelkenöl und den Phosphatzementen entspricht der rechtsgekrümmte Kurvenverlauf den Erwartungen. Sowohl Calcium ($Z=20$) als auch das Zink des Hauptbestandteils: Zinkoxyd des Phosphatzementes ($Z=30$) haben höhere Ordnungszahlen als das Aluminium. Der Röntgenkontrast dieser Präparate nimmt im Verlaufe der Durchstrahlung stärker ab als der des Aluminiums. Sie werden mit zunehmender Dicke gegenüber dem Aluminium immer weniger radioopak.

Der qualitative Kurvenverlauf der Graphen in den Abbildungen 12, 16 und 17 kann also physikalisch begründet werden.

In diesem Zusammenhang sei noch darauf hingewiesen, daß die quantitative Steilheit der Kurven sowohl von den Massenschwächungskoeffizienten der Materialbestandteile, als auch von der Dichte, bzw. Konzentration dieser Bestandteile in dem betreffenden Material abhängt.

3.6.3. Wertung der Ergebnisse

Der Röntgenkontrast von 23 verschiedenen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien wurde zu dem von Reinaluminium in Beziehung gesetzt. Der Zusammenhang zwischen Schichtdicke einer Probe und deren röntgenschatenäquivalenter Aluminiumschichtdicke kann für die meisten der untersuchten Materialien nicht durch nur einen Parameter zufriedenstellend genau beschrieben werden, wenngleich die Gerade zur Darstellung des Sachverhaltes nicht völlig ungeeignet ist. Die Forderung eines linearen Zusammenhanges ist jedoch mit großen Fehlern behaftet. Ein Polynom 2. Grades mit den zwei Parametern k_1 und k_2 beschreibt diesen Zusammenhang für alle untersuchten Materialien mit Ausnahme der Komposite hinreichend genau. Für eine bessere Kurvenannäherung bei den Kompositen wären sogar drei Parameter erforderlich.

Die Ergebnisse können im Rahmen ähnlicher oder gleicher Versuchsbedingungen als allgemeingültig, d.h. als weitgehend unabhängig von Röhrenspannung und Film, angesehen werden. (siehe 3.5.)

4. Diskussion des Untersuchungsergebnisses

4.1. Darstellung des Röntgenkontrastes durch die röntgenschat-tenäquivalente Reinaluminiumschichtdicke

Zur Beschreibung des Röntgenkontrastes im Sinne einer besseren Beurteilbarkeit klinischer Zahnrontgenbilder ist die röntgenschat-tenäquivalente Aluminiumschichtdicke durchaus geeignet.

Mittels einem oder mehrerer Parameter, welche experimentell er- mittelt werden können, kann die äquivalente Aluminiumschichtdicke einer Materialprobe bestimmter Dicke errechnet werden.

Unter Inkaufnahme einer Fehlerbreite von 20% ist dies mit der linearen Beziehung der Gleichung (6) und mit nur einem Parameter k für fast alle untersuchten Materialien möglich. Betrachtet man das Spektrum der ermittelten k - Werte (von 0,1 bis 6,0) , so ist dieses Verfahren zwar für eine genaue Berechnung des Röntgen- kontrastes nicht geeignet, aber für grundsätzliche Erwägungen über den Röntgenkontrast ausreichend.

Sieht man diese Proportionalität zwischen Röntgenkontrast und Materialstärke als gültig an, so ist es auch erlaubt, durch Addition der jeweiligen äquivalenten Aluminiumschichtdicken Aus- sagen über den Röntgenkontrast zusammengesetzter " Objekte " auf dem Röntgenbild zu machen. Eine weitere Erläuterung dieser Tat- sache erfolgt unter 4.3.

4.2. Vergleich mit anderen Autoren

Vergleicht man die Meßergebnisse mit denen anderer Autoren, so kann folgendes festgestellt werden.

MANSON - HING, 12, der in seiner Untersuchung über den Röntgenkontrast von Schmelz, Dentin und Aluminium zwar die Röntgenopacität dieser Materialien nicht direkt in Beziehung zueinander setzte, gibt in einer Graphik den Zusammenhang zwischen der Dicke und der nach Durchstrahlung mit einem Röntgenbremspektrum von 75 kV auf einem Röntgenfilm (Kodak Ultra-speed) entstandenen Schwärzung wieder. Setzt man nun in dieser Graphik die Kurven von Schmelz und Dentin mit der von Aluminium in Beziehung, so kann man folgende Aluminiumäquivalente für verschiedene Schmelz- und Dentindicken angeben:

1mm Schmelz $\hat{=}$ 2,3mm Aluminium

2mm " $\hat{=}$ 4,5mm "

3mm " $\hat{=}$ 5,8mm "

5mm " $\hat{=}$ 7,9mm "

3mm Dentin $\hat{=}$ 3,0mm Aluminium

5mm " $\hat{=}$ 4,9mm Aluminium

Auch wenn eine derartige Übertragung von Werten einer Graphik wohl keine sehr genauen Ergebnisse liefern dürfte, so bleibt dennoch folgendes festzustellen. Die Werte für Dentin stimmen mit den eigenen, allerdings bei nur 70 kV ermittelten, Werten fast überein, während die Werte für Schmelz zwischen 2% und 5% über den eigenen liegen.

U. BÖHNER, 4 ermittelte ihre Kontrastzahl "k" bei einer Röhrenspannung von 60 kV und erhielt als Ergebnis folgende Werte:

3mm Schmelz $\hat{=}$ 4,5mm Aluminium

3mm Dentin $\hat{=}$ 3,0mm Aluminium

Der Wert für Dentin deckt sich also wieder mit dem eigenen. Der Wert für Schmelz liegt hier etwas unter dem selbstermittelten. Da, wie in 3.5. dargestellt, die unterschiedliche Röhrenspannung als Grund für die abweichenden Ergebnisse bei den Schmelz-Werten nicht in Frage kommt, muß eine unterschiedliche Qualität der Proben in Hinsicht auf den Mineralisationsgrad als Ursache dafür vermutet werden. Ansonsten zeigt die Übereinstimmung bezüglich der Dentin-Werte nochmals, daß die Röhrenspannung keinen entscheidenden Einfluß auf die Ergebnisse hat.

In Hinsicht auf den Röntgenkontrast von Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien können direkte Vergleiche nur zur Arbeit von U. BÖHNER, 4 vorgenommen werden. Da in dieser Arbeit der Röntgenkontrast für die stark radiopaken Materialien nicht näher untersucht wurde, bleiben nur zwei Materialien zum Vergleich mit den Ergebnissen der eigenen Arbeit übrig: das selbsthärtende Komposit "Adaptic" sowie das Kalziumhydroxydpräparat "Dycal". Der 3mm-Wert für "Adaptic" stimmt mit dem eigenen vollkommen überein. Der 3mm-Wert für "Dycal" liegt in der Arbeit von U. BÖHNER, 4 um knapp 20% über dem selbst ermittelten. Die Arbeit enthält zwar keine Fehlerrechnung, aber anhand der Schilderung des Versuchsaufbaus muß auch in der Arbeit von U. BÖHNER mit einer Fehlerbreite von 10% gerechnet werden. Bei einer Fehlerbreite von 10% in der eigenen Arbeit ist dies als Grund für diese Diskrepanz durchaus als ausreichend anzusehen. Der Vergleich mit den Meßergebnissen der anderen Autoren zeigt deutlich, daß die Ergebnisse der eigenen Arbeit reproduzierbar sind.

4.3. Konsequenzen für die Auswertung klinischer Röntgenbilder

4.3.1. Berechnung des Röntgenkontrastes einer Füllung im Zahnbereich

In 4.1. wurde bereits erwähnt, daß eine Addition der röntgenschat-tenäquivalenten Aluminiumschichtdicken der einzelnen Bestandteile einer zusammengesetzten Probe zur rechnerischen Ermittlung ihres Röntgenkontrastes durchaus zulässig ist (Innerhalb einer Fehlerbreite von 20 %). Wenn also die Dimensionen einer Füllung oder Unterfüllung und die der sie umgebenden Zahnhartsubstanzen bekannt sind, kann der Röntgenkontrast, d.h. die Aufhellung b.z.w. Verschattung, welche durch die Füllung entsteht, ausgedrückt durch die äquivalente Aluminiumschichtdicke, berechnet werden. Daß dies wirklich möglich ist, soll hier nur an einigen Beispielen gezeigt werden.

Die Aufnahmen wurden ohne Phantombedingungen mit extrahierten Frontzähnen hergestellt. Wenn, wie in 3.5.1. dargelegt, die Untersuchungsergebnisse weitgehend von der Spannung unabhängig sind, ist auch eine Beeinflussung durch Weichteilüberlagerung bei Aufnahmen am Patienten kaum zu erwarten, da die Weichteilüberlagerung lediglich eine geringe Filterung der Strahlung bedeutet. Die im folgenden vorgebrachte Argumentation ist also auch für Aufnahmen am Patienten gültig.

Abbildung 18 zeigt die Röntgenaufnahme eines extrahierten oberseitlichen Schneidezahnes, der mit zwei Füllungen (mit Unterfüllung) bekannter Dimension versehen wurde. Die Stärken der Füllungen umgebenden Zahnhartgewebe wurden ebenfalls mit der Schiebelehre bestimmt.

ABBILDUNG 18



Zusammen mit dem Zahn wurden zwei Reinaluminiumstufentreppen aufgenommen. In Abbildung 19 sind schematisch zwei Sagittalschnitte durch den Zahn aufgezeichnet, jeweils durch die Füllung im Bereich der Unterfüllung. Der zu erwartende Röntgenkontrast wird berechnet und der tatsächlich gemessene angegeben. Die, durch Densitometermessung und Vergleich mit der Aluminiumtreppe ermittelten Werte stimmen für diese Füllungen in ihrer Umgebung im Zahn, mit den rechnerisch ermittelten Werten weitgehend überein.

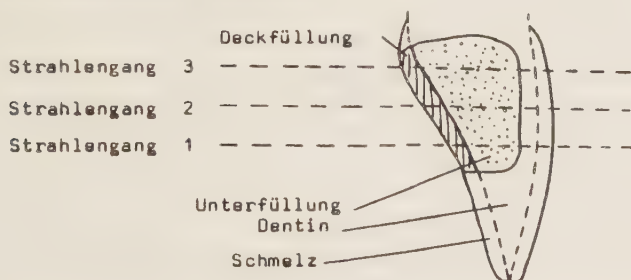
ABBILDUNG 19

Maßstab 5 : 1

Sagittalschnitt durch die mesiale Füllung (im Röntgenbild der Abb. 18 rechts) im Bereich der Unterfüllung:

Füllungsmaterial: Adaptic radiopak ($k=1,52$)

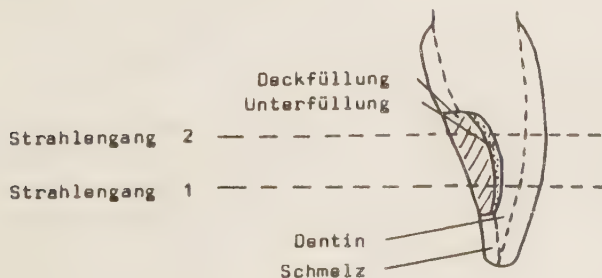
Unterfüllungsmaterial: Kerr Life ($k=1,87$)



Sagittalschnitt durch die distale Füllung (im Röntgenbild der Abb.18 links) im Bereich der Unterfüllung:

Füllungsmaterial: Durafill ($k=0,251$)

Unterfüllungsmaterial: Phosphatzement ($k=5,54$)



Berechnung des Röntgenkontrastes der mesialen Füllung im Strahlengang 2 :

	Röntgenkontrast in mm Reinalu-	
0,8 mm Schmelz ($k=1,67$)	1,34	minium
0,8 mm Dentin ($k=0,983$)	0,79	
3,2 mm Kerr Life ($k=1,87$)	5,98	
1,0 mm Adaptic rad. ($k=1,52$)	1,52	
	<u>9,6</u>	
Gemessen Röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke		:
10,6 mm Reinalu		

Berechnung des Röntgenkontrastes der distalen Füllung im Strahlengang 1 (coronale Hälfte der Füllung) :

	Röntgenkontrast in mm Reinalu-	
0,9 mm Schmelz ($k=1,67$)	1,50	minium
0,8 mm Dentin ($k=0,983$)	0,79	
0,3 mm Phosphatzement ($k=5,54$)	1,66	
1,0 mm Durafill ($k=0,251$)	0,25	
	<u>4,2</u>	
Gemessene röntgenschatenäquivalente Aluminimschichtdicke		:
4,5 mm Reinaluminium		

Berechnung des Röntgenkontrastes der distalen Füllung im Strahlengang 2 (apikale Hälfte der Füllung) :

	Röntgenkontrast in mm Reinalu-	
0,9 mm Schmelz	1,50	minium
1,3 mm Dentin	1,28	
0,4 mm Phosphatzement	2,22	
1,4 mm Durafill	0,35	
	<u>5,4</u>	
Gemessene röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke		:
6,4 mm Reinaluminium		

Die relativ hohe Abweichung des berechneten Wertes vom gemessenen beim letzten Beispiel dürfte daran liegen, daß der Röntgenkontrast des Phosphatzementes durch k nicht sonderlich genau beschrieben wird (siehe 3.6.1.), in der Gesamtbilanz des Bei-

spiele aber einen großen Einfluß hat. Berechnet man den Wert nach Formel (7) mit k_1 und k_2 erhält man für 0,4 mm Phosphatzement eine röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke von 2,62 mm, was die Abweichung Rechenwert - Meßwert von 16 % auf 9,5 % reduziert.

Mit diesen Beispielen soll nicht nur gezeigt werden, daß es möglich ist, den Röntgenkontrast einer Füllung im Zahn zu berechnen, dies wird im Grunde selten notwendig sein, die genauen Dimensionen einer Füllung sind ohnehin nie bekannt. Es soll vielmehr gezeigt werden, daß eine definierte Vorhersage über den Röntgenkontrast einer Füllung möglich ist, ebenso wie für deren Umgebung.

4.3.2. Röntgenkontrastunterschiede in Röntgenbild

Es kann also anhand der in der Arbeit ermittelten Werte die äquivalente Aluminiumschichtdicke für zwei benachbarte Zahnabschnitte, z.B. am Übergang von Füllung zu Zahn oder von Unterfüllung zu Füllung, angegeben werden. Dies wiederum ermöglicht eine Aussage darüber, ob dieser Übergang im Röntgenbild erkennbar sein wird oder nicht. Welche Differenz in der äquivalenten Aluminiumschichtdicke noch erkennbar ist, ist einmal vom Absolutwert der Aluminiumschichtdicke und zum anderen von der Qualität des Röntgenbildes abhängig. Für die Qualität der eigenen Meßaufnahmen wurden anhand der Stufentreppen folgende groben Richtwerte ermittelt.

TABELLE 5

Im Röntgenbild sind folgende Röntgenkontrastunterschiede ausgedrückt in äquivalenter Aluminiumschichtdicke mit bloßem Auge noch gut zu erkennen:

Bis zu einer gesamten Alu- eine Differenz vom
miniumschichtdicke von

1 mm	0,3 mm
3 mm	0,5 mm
6 mm	1 mm
8 mm	1,5 mm
10 mm	2 mm

Es sind diese Werte nur grobe Anhaltspunkte. Welche Differenz in der Aluminiumschichtdicke bei welchem absoluten Aluminiumschichtdickenwert noch erkennbar sind, ist von sehr vielen verschiedenen Faktoren abhängig, deren Untersuchung sehr umfangreich wäre. Der Vollständigkeit halber seien hier nur die wichtigsten Faktoren aufgezählt: Filmempfindlichkeit, Entwicklung des Films, Röhrenspannung, Weichteilüberlagerung und nicht zuletzt der subjektive Eindruck des Beobachters. Für die im folgenden vorgebrachte Argumentation ist die Genauigkeit dieser oben angegebenen Werte völlig ausreichend.

4.3.3. Beispiele für fundierte Abschätzungen über die Sichtbarkeit und Unterscheidbarkeit von Füllung und Unterfüllung im Zahnfilm

Die Unterscheidbarkeit von Füllung und Unterfüllung im Röntgenbild ist ein wichtiger Aspekt, da eine nicht von der Deckfüllung unterscheidbare Unterfüllung den Eindruck erwecken kann, als wäre keine Unterfüllung vorhanden.

Dazu zunächst noch einmal zur Abbildung 18. Bei der mesialen Füllung ist die Deckfüllung aus Adaptic radiopak nur schwer von der Unterfüllung aus Kerr Life zu unterscheiden. Wobei im coronalen Abschnitt (Strahlengang 1, Abb. 19) der Füllung eine Unterscheidung noch eher möglich ist, als im apikalen. Geht man davon aus, daß die Grenze zwischen Füllung und Unterfüllung dadurch entsteht, daß in diesem Bereich das Unterfüllungsmaterial durch das Füllungsmaterial ersetzt wird (bei unveränderten Dimensionen), so hängt die Sichtbarkeit dieser Grenze von drei Faktoren ab:

- (a) der Dicke des Unterfüllungsmaterials, was nun durch Füllungsmaterial ersetzt wird
- (b) dem Unterschied im Röntgenkontrast von Füllungs- zu Unterfüllungsmaterial
- (c) vom Absolutwert der röntgenschatenäquivalenten Aluminiumschichtdicke der gesamten Füllung

Betrachtet man diese drei Komponenten für dieses Beispiel, so ist folgendes festzustellen:

zu (a) und (b): während im coronalen Abschnitt der Füllung am Übergang der Unterfüllung zur Füllung ca. 2mm Unterfüllungsmaterial durch Füllungsmaterial ersetzt werden, sind es im apikalen Abschnitt ca. 4mm. Der k-Wert von Adaptic radiopak liegt um 0,35 mm Alu unter dem von Kerr Life, d.h. pro mm Unterfüllung, der durch Füllung ersetzt wird, entsteht eine Differenz von 0,35 mm in der röntgenschatenäquivalenten Aluminiumschichtdicke dieses Areals.

zu (c): im coronalen Abschnitt der Füllung beträgt die röntgenschatenäquivalente Aluminiumschichtdicke ca. 7 mm, im apikalen Abschnitt ca. 11 mm.

Nach Tabelle 5 ergibt sich, daß eine Differenz von 0,7 mm bei einem Aluminiumäquivalent von 7 mm ebenso schlecht zu erkennen

sein wird, wie eine Differenz von 1,4 mm bei einem Aluminiumäquivalent von 11 mm.

Die Kombination von Füllungs- und Unterfüllungsmaterial mit so ähnlichem Röntgenkontrastwert k (wie im eben aufgeführten Beispiel) kann, vor allem bei stark durch Zahnhartsubstanz überlagerten Füllungen, dazu führen, daß auf dem Röntgenbild der Eindruck entsteht, als fehle die Unterfüllung.

Dem speziellen Problem der Überlagerung von Füllungen durch Zahnhartsubstanzen sei hier noch ein weiteres Beispiel gewidmet.

In Abbildung 20 sind neben zwei Aufnahmen des Zahnes A in Abbildung 18 noch zwei Aufnahmen eines weiteren oberen seitlichen Schneidezahnes abgebildet. Bei dem linken Zahn (aus Abb. 18) soll hier nur die distale coronaler gelegene Füllung Beachtung finden. Ein Defekt am apikalen approximalen Abschluß der Deckfüllung aus einem wenig radiopaken Komposit ist in einem Fall (rechte Fotos) erkennbar, während er im anderen Fall (linke Fotos) verborgen bleibt.

ABBILDUNG 20



ZAHN A

ZAHN B

Im jeweils linken Foto der beiden Zähne ist die Füllung vollständig, während sie im rechten den Defekt aufweist. (eingekreiste Bezirke).

Die Deckfüllung von Zahn A besteht aus Durafill ($k=0,251$) und ist durch ca. 2mm Zahnhartsubstanz überlagert (im Bereich des Defektes nur Schmelz). Die Deckfüllung von Zahn B besteht aus Adaptic ($k=0,445$) und ist nicht durch Zahnhartsubstanz überlagert. Beide Füllungen weisen im Bereich des Defektes ein

Stärke von ca. 1,5 mm auf.

Nach Gleichung 6 berechnete Röntgenkontrastwerte für die Füllungen im Bereich des Defektes :

	Zahn A	Zahn B	
Röntgenkontrast der Füllung ohne Defekt:	3,7 mm	0,7 mm	Alu
Röntgenkontrast der Füllung mit Defekt:	3,3 mm	0 mm	Alu

Nach Tabelle 5 ist ein Röntgenkontrastunterschied von 0,3 mm bis zu einem Gesamtwert von 1mm Aluminium gut zu erkennen. In Zahn A wird der Defect also verborgen bleiben, während er in Zahn B erkennbar ist.

Eine weitere sehr interessante Begebenheit ist, daß beide Füllungen eine Unterfüllung aus Phosphatzement haben. In Zahn B dominiert sie im Röntgenbild deutlich (sie wird ja auf der gesamten Breite des Kavitätenbodens durchstrahlt). In Zahn A dagegen wird sie nur ihrer eigentlichen Dicke nach durchstrahlt, außerdem ist die Deckfüllung aus dem wenig radiopaken Durafill im Verhältnis zu Unterfüllung (in Richtung des Strahlenganges gesehen) viel dicker und fängt sozusagen den hohen Röntgenkontrast der Unterfüllung durch den eigenen sehr niedrigen Röntgenkontrast auf.

Zusammenfassend ist also zu den Konsequenzen aus den gewonnenen Erkenntnissen auf die Auswertung klinischer Röntgenbilder folgendes festzustellen. Bei Überlegungen über die Sichtbarkeit von Füllung und Unterfüllung im Röntgenbild sind neben dem spezifischen Röntgenkontrast der Materialien auch die Dimensionen von Füllung und Unterfüllung, sowie der Röntgenkontrast und die Dicke der die Füllung überlagernden Zahnhartsubstanzen zu beachten.

5. Zusammenfassung

Ziel der Arbeit war es, den Röntgenkontrast von zahnärztlichen Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien objektiv zu messen und anzugeben. Dabei stellte es sich als geeignete Methode heraus, diesen Röntgenkontrast zu dem von Reinaluminium in Beziehung zu setzen.

Um den Röntgenkontrast von Reinaluminium und Füllungs- bzw. Unterfüllungsmaterialien objektiv vergleichen zu können, wurden Zahnfilmaufnahmen von Proben dieser Materialien und Reinaluminiumstufentreppen hergestellt. Die Aufnahmen wurden mit einer normalen diagnostischen Dosis belichtet (70 kV, 0,36 mA s). Mit jeder Zahnfilmaufnahme wurden acht Proben sowie vier Reinaluminiumstufentreppen aufgenommen. Die Filmschwärzung im Bereich der Proben wurde durch Densitometermessung mit der Filmschwärzung unter den Reinaluminiumstufentreppen auf jeder Aufnahme direkt verglichen. Durch die Ausmittlung der Schwärzungswerte der vier auf jeder Aufnahme dargestellten Stufentreppen konnten Fehler durch Schwärzungsvariation des Films infolge Unregelmäßigkeiten der Belichtung und Entwicklung stark minimiert werden.

Der Röntgenkontrast einer Materialprobe ausgedrückt in mm Reinaluminium wurde als die röntgenschatenäquivalente Reinaluminiumschichtdicke dieser Probe definiert. Diese röntgenschatenäquivalente Reinaluminiumschichtdicke wurde für Schmelz und Dentin, sowie für 21 der gebräuchlichsten Füllungs- und Unterfüllungsmaterialien gemessen, und zwar in Abhängigkeit von der Probendicke. Von jedem Material wurden vier Proben verschiedener Dicke untersucht (1 , 2 , 3 , und 5 mm). Die Ergebnisse dieser Messungen wurden mittels Computer analysiert. Dabei konnte folgendes festgestellt werden : die Abhängigkeit des Röntgenkontrastes (ausgedrückt in mm Reinaluminium) von der Probendicke kann für nur gering radiopake Materialien, wie etwa die Komposite, mit einem Parameter k befriedigend genau beschrieben werden. Bei den stärker radiopaken Materialien, wie z.B. Phosphatzement, sind zwei Parameter k_1 und k_2 für eine befriedigend genaue Darstellung des Zusammenhangs zwischen Röntgenkontrast und Probendicke erforderlich. Diese Parameter wurden für alle untersuchten Materialien bestimmt.

Alle Aufnahmen wurden ohne Phantombedingungen, entsprechend einer

Weichteilüberlagerung bei Aufnahmen am Patienten, gemacht. Da jedoch nachgewiesen werden konnte, daß die Ergebnisse nur gering von der Röhrenspannung und damit der Qualität der Röntgenstrahlung abhängig sind, können die Ergebnisse auch bei Aufnahmen am Patienten verwendet werden, zumal auch keine wesentliche Abhängigkeit vom verwendeten Filmmaterial festgestellt werden konnte.

Besonders der Röntgenkontrastparameter k als die röntgenschat-tenäquivalente Aluminiumschichtdicke pro mm Materialstärke ist als einfache Kenngröße für die Röntgenopazität eines Füllungs- oder Unterfüllungsmaterials geeignet. Auch für die Beschreibung des Röntgenkontrastes der radiopakeren Materialien ist k , wenngleich unter Inkaufnahme einer entsprechenden Fehlerbreite (10 bis 20 %) noch geeignet.

Der Röntgenkontrastwert k beträgt für Dentin 0,98 und für Schmelz 1,67. Das Spektrum des Röntgenkontrastparameters k reicht bei den Kunststofffüllmaterialien von 0,12 bis 2,6 mm Reinaluminium pro mm Materialstärke. Nur drei der acht untersuchten Kunststoffe waren radiopaker als Dentin und nur zwei waren radiopaker als Schmelz. Bei den Unterfüllungsmaterialien wurden k - Werte von 0,97 bis 5,8 ermittelt. Wobei festzustellen bleibt, daß die Radiopazität der Calciumhydroxydpräparate im Bereich von Schmelz und Dentin liegt, während Phosphatzement und Zinkoxyd - Nelkenöl wesentlich radiopaker sind. Sogenannte Lacke oder Liner weisen nahezu keinen Röntgenkontrast auf. Für metallische Füllungsmaterialien, wie Amalgam oder Gold wurde der Röntgenkontrastparameter k nicht bestimmt, da sich der hohe Röntgenkontrast dieser Metalle nicht sinnvoll zu dem von Reinaluminium in Beziehung setzen läßt und diese Füllungen im Röntgenbild stets deutlich zu erkennen sind. Zum, schon vielfach kritisierten, geringen Röntgenkontrast der Komposite bleibt zu sagen, daß die meisten der im Handel befindlichen Materialien nach wie vor nur einen geringen Röntgenkontrast aufweisen. Wie bereits erwähnt konnte nur drei der acht untersuchten Komposite ein Röntgenkontrastwert im Bereich des Wertes von Dentin bzw. Schmelz bescheinigt werden.

Allgemein können anhand der ermittelten Werte fundierte Abschätzungen darüber gemacht werden, inwieweit eine Füllung, speziell eine Kunststofffüllung, oder Unterfüllung im Zahnfilm erkennbar ist oder nicht. Auch können in gewissem Umfang Aussagen

Über den absoluten Röntgenkontrast einer Füllung oder Unterfüllung im Zahn gemacht werden.

Es wird damit dem Zahnarzt ein weiteres Kriterium für die Auswahl der von ihm verwendeten Materialien an die Hand gegeben und die Möglichkeit geschaffen, die Indikation für eine Röntgenaufnahme zur Kontrolle der Füllungstherapie noch klarer abzugrenzen.

LITERATURVERZEICHNIS

- (1) ABOU - TABL Radiopacity of restorative materials
Z.M. , TIDY Abstr. Nr.153
D.C. und J. dent. Res. 56 , D 127 (1977)
COMBE E.C.
- (2) ALVARES L.C. Radiopacity of acrylic resins (Die
Röntgenstrahlendichte von Akrylaten)
Oral Surg., S. Luis 22, 318-320 (1966)
- (3) BARTON J. A. An experimental radiopaque Composite
BURNS C. L. material (Ein radiopakes Kompositfüllungs-
CHANDLER H. H. material)
BOWEN R. R. J. dent. Res. 52, 731-739 (1973)
- (4) BÖHNER U. Zum Röntgenkontrast bei Kunststofffüll-
materialien mit besonderer Erprobung an
"Palakav"
Med. Dissertation München 1973
- (5) BOWEN R. L. X-ray-opaque reinforcing fillers for
CLEEK G. W. composite materials (Röntgenopake Verstär-
kungszusätze zu zusammengesetzten Füllungs-
materialien)
J. dent. Res. 48, 79-82 (1969)
- (6) CHANDLER H. H. Clinical investigation of a radiopaque
BOWEN R. L. composite restorative material (Klinische
PFAFFENBARGER Untersuchung eines röntgenpositiven Fül-
MULLINEAUSE lungsmaterials)
J. Amer. dent. Ass. 81, 935-940 (1970)
- (7) DEGERING A roentgenographic film density study of
C. J. dental restorative materials (Eine Studie
BUSEMANN R. H. hinsichtlich der Röntgenstrahlendurchlässig-
keit zahnärztlicher Füllungsmaterialien)
Oral Surg., S. Luis 15, 944-947 (1962)

- (8) EICHNER K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
4. Auflage , Bd. 2
Heidelberg: Hüthig 1981
S. 70f, 85-91, 127-131, 142-155
- (9) FLECKEN K. Der Röntgenkontrast von Wurzelfüllungen
Med. Diss., Bonn 1951
- (10) GLOCKER R. Röntgen- und Kernphysik für Mediziner und
MACHERAUCH E. Biophysiker
Georg Thieme, Stuttgart 1971
S. 109-130, 193-201
- (11) HARNDT E. Röntgenstrahldurchlässigkeit von verschiedenen Füllungsmaterialien
Sonderdruck aus " Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde " von Häupl - Meyer W. - Schuchard
Urban & Schwarzenberg, München - Berlin
1955 , Bd. II , S. 399 u. 417
- (12) MANSON - An investigation of the roentgenographic
HING L. R. contrast of enamel, dentin and aluminium
(Eine Untersuchung über den Röntgenkontrast von Schmelz, Dentin und Aluminium)
Oral Surg. , S. Luis 14 , 1456-1471 (1961)
- (13) MEYER W. Röntgenologische Füllungskontrolle im Approximalraum
" Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde " von Häupl - Meyer - Schuchard
Urban & Schwarzenberg, München - Berlin
1955 , Bd. II , S. 197-198
- (14) OSBORNE J.W. In vivo comparison of a composite resin and
NORMAN R.D. its radioopaque counterpart
SWARTZ M.L. J. prosth. Dent. 39, 406-408 (1978)
PHILLIPS R.W.

- (15) SAUERWEIN E. Zahnerhaltungskunde
G. Thieme, Stuttgart 1970, S.53-63
- (16) SONNABEND E. Das Röntgenbild in der zahnärztlichen Praxis
Richard Pflaum, München 1958, S. 31-32
- (17) SONNABEND E. Das Röntgenbild in der zahnärztlichen
Praxis
Hüthig, Heidelberg 1984
- (18) WANNENMACHER E. Zahnärztliche Röntgenologie
aus " Lehrbuch der klinischen Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde " von Hofer - Reichenbach
- Spreter von Kreudenstein - Wannemacher
Barth, Leipzig 1959 Bd. I , S. 653-655
- (19) WANNENMACHER E. Zahnerhaltungskunde
aus " Lehrbuch der klinischen Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde " von Hofer - Reichenbach
- Spreter von Kreudenstein - Wannemacher
Barth, Leipzig 1969, Bd. II , S. 544

Lebenslauf

Hans Christoph Müller

geboren am 12. Januar 1960 in München

Eltern : Dr. rer. nat. Friedrich Wilhelm Müller und
Maria Müller, geborene Auer

Besuch der Volksschule in Lochham von September 1966
bis Sommer 1970

Übertritt in das humanistische Karls-Gymnasium in
München-Pasing im September 1970

Abitur an der selben Schule im Juni 1979

von Juli 1979 bis April 1980 Grundwehrdienst in der
Bundeswehr

Immatrikulation an der Ludwig-Maximilian-Universität
in München für das Fach der Zahnheilkunde im April 1980

Naturwissenschaftliche Vorprüfung im April 1981

Zahnärztliche Vorprüfung im Oktober 1982

Zahnärztliche Prüfung im Juli 1985

Verehelichung mit Gisela Müller, geborene Blecher im
Oktober 1984

München, den 18. Juli 1985

H. Müller

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dipl. Phys. Dr. J. Hamm
für die fachkundige Beratung in physikalischen Fragen
und die tatkräftige Unterstützung bei der Computeraus-
wertung der Meßergebnisse.

